

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**  
**FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS**

**EFEITOS DE UM SIMULADOR DE MONTARIA NO CONTROLE  
POSTURAL DE CRIANÇAS PORTADORAS DE PARALISIA  
CEREBRAL**

**MARIA BEATRIZ SILVA E BORGES**

**Brasília**  
**2011**

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

**Faculdade de Ciências Médicas**

**Maria Beatriz Silva e Borges**

**EFEITOS DE UM SIMULADOR DE MONTARIA NO CONTROLE  
POSTURAL DE CRIANÇAS PORTADORAS DE PARALISIA  
CEREBRAL**

Tese apresentada ao corpo docente do Programa de Pós-graduação em Ciências Médicas da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília como parte dos requisitos necessários à obtenção do Título de Doutor em Ciências Médicas

**Orientador: Prof. Dr. Riccardo Pratesi**  
Professor Emérito da Faculdade de Medicina da  
Universidade de Brasília

**Brasília  
2011**

**Maria Beatriz Silva e Borges**

**EFEITOS DE UM SIMULADOR DE MONTARIA NO CONTROLE  
POSTURAL DE CRIANÇAS PORTADORAS DE PARALISIA  
CEREBRAL**

**Orientador: Prof. Dr. Riccardo Pratesi**  
Professor Emérito da Faculdade de Medicina da  
Universidade de Brasília

**Banca examinadora**

---

**Dr. Riccardo Pratesi**  
Universidade de Brasília

---

**Dra. Cláudia Elaine Cestári de Souza**  
Universidade Católica de Brasília

---

**Dr. José Felício da Silva**  
Universidade de Brasília

---

**Dra. Juliana de Faria Fracon e Romão**  
Universidade de Brasília

---

**Dra. Yanna Karla de Medeiros Nóbrega**  
Universidade de Brasília

**Brasília**  
**2011**

## DEDICATÓRIA

Aos meus amores:

Marcelo meu marido, companheiro de todas as horas;

Amanda e Marcela filhas queridas que souberam entender  
minhas ausências.

## AGRADECIMENTOS

A Deus por me permitir realizar tantos sonhos.

Ao Prof. Dr. Riccardo Pratesi, meu orientador, pelos ensinamentos, paciência e orientação dispensadas à elaboração deste trabalho e, no qual tenho o privilégio de conviver; minha eterna admiração!

A Dra. Lenora Gandolfi pelo convite para desenvolver este trabalho pelo carinho e atenção.

Aos pacientes e suas mães por acreditarem sempre nos seus filhos e no nosso trabalho; minha gratidão!

Aos amigos: Cláudia Cestári, Juliana Fracon, Raquel Aboudib, Gilmara Hussey, Érika Baptista, Allan Keyser, Levy Santana, minha amizade!

As ex-alunas Patrícia Pinheiro e Gisele Mendes pela ajuda imensurável durante a coleta de dados;

Ao engenheiro biomédico José Felício da Silva por acreditar desde o início no trabalho, pela criação dos protótipos do cavalo mecânico, pela disponibilidade e atenção.

Ao Sr. Massaharu Sugiura, Márcia Murakami e Karen Yukiko Murakami pela ajuda na compra e importação do simulador de equitação;

Ao técnico do Laboratório de Biomecânica e Movimento da UCB, Fabiano Del Castillo pela ajuda na utilização do sistema FScan e ao engenheiro elétrico Fabio de Melo pelo processamento dos sinais biológicos da estabilometria.

À Maria Letícia, minha irmã querida pela editoração e formatação deste trabalho;

À minha família; meu pai e minha mãe, por me ensinarem a estudar, trabalhar e querer sempre mais; meu amor eterno!

Aos meus oito irmãos, cunhados e sobrinhos pela admiração, respeito, confiança; meu carinho!

Ao meu marido Marcelo Pereira pelo apoio, compreensão, carinho e dedicação. Amor da minha vida!

Às minhas filhas: Marcela pelos sorrisos encorajadores apesar das noites em claro e a Amanda pelo carinho, respeito e amizade; meu amor incondicional!

Muito Obrigada!

Não importa onde você parou... Em que momento da vida você cansou... O que importa é que sempre é possível recomeçar. Recomeçar é dar uma nova chance a si mesmo... É renovar as esperanças na vida e, o mais importante... Acreditar em você de novo. Sentiu-se só diversas vezes? É porque fechaste a porta até para os anjos... Acreditou que tudo estava perdido? Era o início da tua melhora... Aonde você quer chegar? Ir alto? Sonhe alto... Queira o melhor do melhor... Se pensarmos pequeno... Coisas pequenas teremos... Mas se desejarmos fortemente o melhor e, principalmente, lutarmos pelo melhor... O melhor vai se instalar em nossa vida... Porque sou do tamanho daquilo que vejo, e não do tamanho da minha altura!

Carlos Drummond de Andrade

# SUMÁRIO

Lista de figuras .....	viii
Lista de siglas .....	ix
Resumo .....	x
Abstract.....	xi
<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
<u>1.1 Controle Postural .....</u>	<u>2</u>
<u>1.2 O desenvolvimento do controle postural.....</u>	<u>4</u>
<u>1.3 A Paralisia Cerebral.....</u>	<u>6</u>
<u>1.4 O Controle Postural de crianças portadoras de PC.....</u>	<u>11</u>
<u>1.5 Tratamento em PC – Controle postural.....</u>	<u>14</u>
<b>2 OBJETIVO.....</b>	<b>18</b>
<b>3 METODOLOGIA.....</b>	<b>19</b>
<u>3.1 Perfil do estudo .....</u>	<u>19</u>
<u>3.2 Considerações éticas.....</u>	<u>19</u>
<u>3.3 Composição da amostra.....</u>	<u>19</u>
<u>3.4 Seleção dos indivíduos.....</u>	<u>19</u>
<u>3.4.1 Critérios de inclusão.....</u>	<u>19</u>
<u>3.5 Critérios de exclusão .....</u>	<u>20</u>
<u>3.6 Procedimentos .....</u>	<u>20</u>
<u>3.7 Análise Estatística .....</u>	<u>26</u>
<b>4 RESULTADOS.....</b>	<b>28</b>
<b>5 DISCUSSÃO .....</b>	<b>35</b>
<b>6 CONCLUSÃO.....</b>	<b>45</b>
<b>7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>46</b>
<b>8 ANEXOS.....</b>	<b>59</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Paciente portador de PC tipo diplegia espástica- escoliose -----	10
Figura 2 Sistema FScan/FMat-----	22
Figura 3 Imagem do CP-----	22
Figura 4 Posicionamento padrão para coleta de dados -----	24
Figura 5 Joba <sup>®</sup> -----	25
Figura 6 Joba <sup>®</sup> modificado -----	25
Figura 7 Atendimento NTD -----	26
Figura 8 Paciente portador de PC tipo diplegia espástica- retroversão pélvica-----	37
Figura 9 Paciente portador de PC tipo diplegia espástica- abdução de quadril-----	40

## LISTA DE SIGLAS

PC – Paralisia cerebral

SNC – Sistema nervoso central

CP – Centro de pressão

AP – Ântero-posterior

ML – Médio-lateral

GMFCS- Gross Motor Function Classification System

GMFM – Gross Motor Function Measure

AUQEI - Autoquestionnaire Qualité de vie Enfant Image

PIG – Pequeno para idade gestacional

NDT- Neurodevelopmental treatment

EMG – Eletromiografia

BABS – Brunel Active Balance Saddle

JOBA – Cavalgar (*em japonês*)

UCB – Universidade Católica de Brasília

## RESUMO

**Objetivo:** Quantificar os efeitos terapêuticos de um simulador de equitação no controle postural sentado de crianças portadoras de diplegia espástica.

**Métodos:** Estudo realizado na Universidade Católica de Brasília, onde quarenta crianças foram aleatoriamente divididas em dois grupos: 20 utilizaram o simulador (GS) e 20 realizaram fisioterapia convencional (GC). Foi efetuado o registro dos deslocamentos máximos na direção ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) com a criança sentada, utilizando-se o sistema FScan/FMat. Antes e após intervenção as crianças foram classificadas pelo Gross Motor Function Classification System (GMFCS) e, após intervenção, pelo AUQEI (Autoquestionnaire Qualité de vie Enfant Image).

**Resultados:** Melhora estatisticamente significativa dos deslocamentos máximos foi observada após intervenção tanto na direção AP ( $p < 0,0001$ ) quanto na ML ( $p < 0,0069$ ) no grupo GS quando comparado ao grupo GC.

**Conclusão:** O simulador de equitação produziu melhora significativamente maior no controle postural das crianças sentadas, aliada a maior funcionalidade motora e melhor aceitação da intervenção terapêutica.

**Palavras-chave:** Paralisia Cerebral, diplegia espástica, equilíbrio postural, equitação terapêutica.

## ABSTRACT

**Purpose:** To evaluate the efficacy of horse riding simulator on the sitting postural control of children with spastic diplegia.

**Methods:** A study conducted at the Universidade Católica de Brasília, where forty children were randomly divided in a group using the simulator (RS) and a group performing conventional physical therapy (CT). FScan/FMat equipment was used to register maximal displacement in antero-posterior (AP) and medio-lateral (ML) directions with children in sitting position. At the pre and post intervention stage both groups were classified according to the Gross Motor Function Classification System (GMFCS) and, after intervention, by the AUQEI questionnaire (Autoquestionnaire Qualité de vie Enfant Image).

**Results:** Comparison between groups disclosed statistically significant pos-intervention improvement both in the AP ( $p < 0,0001$ ) as in the ML ( $P < 0,0069$ ) direction in the RS group.

**Conclusions:** The horse riding simulator produced significant improvement in the postural control of children in sitting position, additionally showing a higher motor functionality and a better acceptance of the therapeutic intervention.

**Keywords:** Cerebral Palsy, spastic diplegia, postural balance, horseback riding therapy.

## 1 INTRODUÇÃO

A habilidade de manter o controle postural é um fator importante na execução das atividades de vida diária e do desenvolvimento individual independente (Brogren et al, 1998; Van Der Heide et al, 2005). Embora o controle estável da postura e o equilíbrio sejam automáticos para indivíduos saudáveis, isto é frequentemente um desafio para os pacientes com Paralisia cerebral (PC) (Ferdjallah et al, 2002).

A presença de espasticidade, fraqueza muscular, alterações músculo-esqueléticas e pouco movimento pélvico (com fixações em ântero e retroversão pélvica) comuns às crianças com PC, fazem com que o controle postural sentado seja pior do que em crianças saudáveis (Woolacott e Burtner, 1996; Quint e Toomey, 1998; Van Der Heide e Hadders-Algra, 2005).

Para a manutenção da postura sentada, crianças com PC realizam ativação estereotipada da musculatura extensora (céfalo-caudal), recrutamento muscular anormal (de proximal para distal) e graduação excessiva da ativação da musculatura antagonista (Brogren et al, 1998). Isto prejudica a qualidade do alcance que depende do controle postural (Van Der Heide et al, 2005).

Quando a criança senta com bom controle e alinhamento postural ela melhora a funcionalidade dos membros superiores para o alcance, manuseio, alimentação e escrita (Redstone e West, 2004; Graaf Peters et al, 2007).

Analisar o controle postural e o equilíbrio sentado pode ser um caminho para estudar o desempenho do sistema de controle postural de crianças com PC. Sabe-se que nestas crianças existem mudanças do mecanismo neural, que afetam o padrão de ativação

muscular, e mudanças mecânicas, que afetam a estrutura do alinhamento esquelético (Burtner e Woollacott, 1999).

Assim, diferentes terapias estão sendo direcionadas para melhorar a habilidade do controle postural sentado objetivando adquirir um maior sucesso terapêutico e melhor qualidade de vida para as crianças portadoras de PC (Harris e Roxborough, 2005).

### **1.1 Controle Postural**

O Controle postural é definido pela orientação dos segmentos corporais para manutenção da postura ereta contra a força da gravidade dentro de uma base de suporte frente a perturbações externas (Horak e Macpheterson, 1996; Ferdjallah et al, 2002; Hadders-Algra, 2005). Para que isto aconteça é necessário uma estrita relação entre as informações sensoriais e estratégias motoras.

As estratégias motoras são a organização de movimentos adequados para controlar a posição do corpo no espaço. As estratégias sensoriais organizam as informações sensoriais dos sistemas visual, somatossensitivo e vestibular para o controle postural. Assim, as estratégias sensório-motoras refletem então as normas de coordenação dos aspectos sensorial e motor do controle postural (Woollacott et al, 1998; Van Der Heide et al, 2003; Shumway- Cook e Woollacott, 2003).

A capacidade de produzir e aplicar forças de uma forma coordenada, a fim de controlar a posição do corpo no espaço, é essencial para o controle postural. Assim o Sistema Nervoso Central (SNC) deve ativar músculos sinérgicos em articulações mecanicamente associadas, para garantir que as forças produzidas em uma articulação para o equilíbrio não causem instabilidade em outras áreas do corpo. O SNC representa

internamente a posição do corpo no espaço, em referência às estratégias comportamentais eficientes para controlar o movimento. O SNC organiza as informações dos receptores sensoriais de todo o corpo, antes que possa determinar a posição do corpo no espaço. Normalmente, as informações periféricas dos sistemas visual, somatossensitivo (proprioceptivo, cutâneo e receptores articulares) e vestibular estão disponíveis para detectar o movimento e a posição do corpo no espaço, em relação à gravidade e ao ambiente (Hadders-Algra, 2005). Cada sentido fornece ao SNC informações específicas sobre a posição e o movimento do corpo; assim, cada um deles fornece uma diferente estrutura de referência para o controle postural (Horak e Macpherson, 1996). Então, o SNC planeja o momento e a intensidade da ação, reagindo contra perturbações que causem desequilíbrio e prevê estas perturbações de modo a agir antes que elas aconteçam (Assaiante C, 1998).

O controle postural é responsável pela organização de informações sensoriais múltiplas em estratégias sensoriais para a orientação. Esse processo envolve a ordenação hierárquica de estruturas sensoriais de referência, garantindo assim que o sentido mais adequado seja selecionado, de acordo com o ambiente e a tarefa ( Svestrup e Woollacott, 1996; Newell et al, 1997; Brogen et al, 1998).

Os ajustes posturais também são ativados antes dos movimentos voluntários, a fim de minimizar os distúrbios potenciais do equilíbrio que o movimento pode causar. Isso é denominado controle postural antecipatório. Embora frequentemente consideremos os ajustes antecipatórios em termos de ativação dos músculos posturais antes de um movimento hábil, também utilizamos a antecipação quando classificamos a amplitude dos ajustes posturais para as perturbações do equilíbrio. A amplitude da resposta muscular é

associada à nossa expectativa em relação ao tamanho ou à amplitude da perturbação esperada (Shumway- Cook et al, 2003).

## **1.2 O desenvolvimento do controle postural**

Nos primeiros anos de vida a criança desenvolve um vasto repertório de habilidades, aprendendo a rastejar, andar e correr sem ajuda, conquista a coordenação olho-mão e a manipulação de objetos de várias maneiras. O surgimento de todas essas habilidades requer o amadurecimento da atividade postural, a fim de sustentar o movimento primário. Assim o controle postural é parte essencial para o desenvolvimento motor (Piper e Darrah, 1994).

O desenvolvimento do controle postural tem sido tradicionalmente associado a uma sequência previsível de comportamentos denominados marcos motores que são o rastejar, sentar, engatinhar, ficar em pé e andar. O controle começa no segmento cefálico e ocorrem céfalo-caudalmente e de proximal para distal dentro dos segmentos (Green et al, 1995; Shumway- Cook e Woollacott, 2003).

Teorias sobre o desenvolvimento infantil tentam relatar a base do desenvolvimento do controle postural nesta sequência previsível de comportamentos motores. Na teoria reflexo-hierárquica o controle postural começaria por estar dependente de um controle de base reflexa, em que o aparecimento/ desaparecimento de determinados reflexos posturais refletiria a evolução maturacional de estruturas corticais e sub-corticais, que por sua vez teriam a capacidade de inibição e integração de reflexos de níveis mais baixos de modo a desencadear respostas motoras voluntárias e posturais mais funcionais. Teorias mais recentes, tais como as teorias dos sistemas, ecológica e da ação dinâmica, sugerem que o controle postural surge de uma interação complexa dos sistemas

nervoso e musculoesquelético denominados como sistema de controle postural. A organização dos componentes do sistema de controle postural é determinada tanto pela tarefa como pelo ambiente. A teoria dos sistemas não nega a existência de reflexos apenas os considera como um dos elementos integrantes no controle da postura e do movimento. Em muitos sentidos, ambos os modelos são consistentes; as suas diferenças incluem os seguintes fatores: (1) O modelo reflexo hierárquico considera o controle postural a partir de uma perspectiva de reação, enquanto a dos sistemas enfatiza a importância dos aspectos pró-ativo, reativo e adaptativo do sistema. (2) O modelo reflexo hierárquico dá mais importância para a função do amadurecimento do SNC do que para a experiência, enquanto a dos sistemas não enfatiza a função de nenhum dos dois (Woollacott e Shumway- Cook, 2002).

Quando os bebês começam a sentar sem apoio, aprendem a coordenar as informações sensório-motoras associadas aos segmentos da cabeça e do tronco, estendendo aos músculos do tronco as regras sensório-motoras sobre o controle postural da cabeça. Assim, o surgimento da posição sentada independente é caracterizado pela capacidade do bebê de controlar suficientemente a inclinação espontânea, para permanecer ereto; isto ocorre aproximadamente entre 6 e 8 meses de idade (Hadders-Algra, 2005).

Em idade precoce, a atividade postural é caracterizada por uma grande variação em direção-específica dos padrões posturais, entre 3 à 6 meses a atividade postural pode sofrer adaptações à uma mínima extensão apenas em determinadas situações. Dos 6 meses em diante, lactentes desenvolvem a capacidade de selecionar, qual o repertório do ajuste direcionalmente específico será ativado. Essa seleção ocorre pela experiência, adquirida pela tentativa e erro. Seis meses, a idade de transição, é também a idade em que geralmente os bebês adquirem o sentar independente, o que significa que esse sentar não é dependente

da capacidade de adaptação da atividade postural. O único requisito para o desenvolvimento do sentar independente é a capacidade de gerar ajustes posturais em direção-específica (Washington et al, 2004; Hadders-Algra, 2005).

Um estudo utilizando a eletromiografia (EMG) para registrar as respostas musculares posturais de pescoço e do tronco de bebês sentados sobre uma plataforma móvel, mostrou que o movimento da plataforma para frente ou para trás causava um distúrbio na postura da cabeça e do tronco do bebê, exigindo um ajuste subsequente de compensação para recuperar o equilíbrio. O estudo mostrou ainda que aos dois meses de idade os bebês não exibiam respostas consistentes; aos quatro meses exibiam respostas direcionalmente específicas dos músculos do tronco em 50% do tempo e aos oito meses, quando já dominavam a posição sentada independente mostraram padrões eficientes para controlar a inclinação para frente e para trás a partir desta posição (Shumway- Cook e Woollacott, 2003).

### **1.3 A Paralisia Cerebral**

A Paralisia cerebral é um termo usado para designar um grupo heterogêneo de síndromes não progressivas de disfunções posturais e motoras caracterizado por lesão cerebral ocorrida nos períodos pré, peri ou pós natais. Pode ser definida como uma desordem do movimento e da postura devido a um defeito ou lesão do cérebro imaturo, no entanto, muitas vezes é acompanhada de outros transtornos como fraqueza muscular, espasticidade e incoordenação; que associados, podem causar dificuldades funcionais no cotidiano e frequentemente têm profundos efeitos na vida do dia-a-dia das crianças e suas famílias (Liptak, 2005; Rosenbaum et al, 2006; Anonymus et al, 2007).

Atualmente estima-se nos países desenvolvidos uma incidência de crianças portadoras de PC entre 1/2 por 1000 nascidos vivos (Ketelaar et al, 2001; Ustad et al, 2009). No Brasil não existem dados estatísticos precisos, estima-se que a cada 1.000 crianças que nascem, sete são portadoras de PC. Nos países em desenvolvimento, esse número pode estar relacionado a problemas gestacionais, condições precárias de nutrição materna e infantil com atendimentos médico e hospitalar muitas vezes inadequados (Oliveira et al, 2010).

A etiologia mais comum é a asfixia neonatal, seguidas da prematuridade e infecções do SNC. Fatores maternos como abortos anteriores, história familiar de malformações neurológicas e diabetes, assim como gestação múltipla, tentativa de aborto, pré-eclâmpsia, hemorragias na gestação, desnutrição fetal (PIG), infecção congênita e apresentação fetal anormal são fatores predisponentes no período pré natal. O descolamento prematuro de placenta, lesões hipóxico-isquêmicas (agudas); prematuridade, dificuldade respiratória são fatores peri-natais. Traumatismos crânio-encefálicos, meningites e encefalites; anóxia por acidentes (afogamentos, aspiração) representam os fatores pós-natais mais prevalentes (Koman et al, 2004; Liptak, 2005).

A disfunção resulta de lesões de diferentes áreas do SNC em desenvolvimento. Cada parte origina uma variabilidade de achados clínicos, entre eles espasticidade, movimentos incoordenados, fraqueza muscular, ataxia e rigidez. Quanto mais extensa a lesão, mais grave é o quadro motor da criança (Parkes et al, 2004). As manifestações clínicas decorrentes do dano neurológico dependem da extensão, do tipo de dano no SNC, do local da lesão e da habilidade do SNC de adaptar-se ou reorganizar-se após o dano (Koman et al, 2004).

A PC pode ser classificada de acordo com o envolvimento motor, a topografia da lesão e quanto a gravidade da lesão. Quanto ao envolvimento motor ela pode ser: (a) Espasticidade que corresponde a um aumento na resistência ao movimento passivo. Está presente nos tratos piramidais, usualmente no córtex motor (giro pré-central). Além da espasticidade, hiperreflexia, clônus e babinski são outros sinais piramidais. É o tipo mais freqüente de PC sendo que as crianças portadoras podem desenvolver algumas deformidades articulares; (b) Movimentos involuntários onde a atividade motora involuntária, acentuada por estresse emocional, ocorre em lesões nos núcleos da base; áreas responsáveis pelo controle da postura e movimentação coordenada; (c) Rigidez onde o distúrbio de movimento também é conseqüente a lesões nos núcleos da base, levando a uma hipertonia grave secundária a uma contração muscular de agonistas e antagonistas simultaneamente. (d) Ataxia: É caracterizada principalmente por marcha típica com base alargada, secundária à falta de equilíbrio. Está relacionada a lesões cerebelares ou dos tratos cerebelares. (e) Hipotonia é geralmente acompanhada de hiporreflexia, é bastante rara na PC e corresponde a uma diminuição à resistência aos movimentos passivos. Geralmente em período mais tardio a criança apresentará coreoatetose, ataxia ou em alguns casos espasticidade. (f) E a mista que consiste na combinação de duas ou mais alterações de movimentos (Siebes et al, 2002; Rosenbaum et al, 2006).

Quanto a classificação baseada na topografia, os padrões clínicos descritos na PC incluem: tipo extra-piramidal, que compreende a atetose, a ataxia e a mista; e tipo piramidal, entre elas estão incluídas, monoplegia (envolvimento de somente um membro), diplegia (significante envolvimento dos membros inferiores com pouco efeito sobre os membros superiores); hemiplegia (envolvimento ipsilateral de membros superior e

inferior); e quadriplegia (envolvimento dos quatro membros) e a triplegia (condição rara em que três membros são afetados) (Koman et al, 2004);

Quanto à gravidade, a classificação é subjetiva e depende da percepção do observador onde o mais relevante é o grau do envolvimento motor: (a) Leve: caracterizada apenas por alterações finas de movimento; (b) Moderada: dificuldade variável em relação à fala e a movimentos grosseiros, mas as atividades de vida diária são realizadas sem maiores problemas; (c) Grave onde a criança mostra incapacidade para deambulação, realização das atividades de vida diária e dificuldade na comunicação e linguagem oral (Shields et al, 2006).

Quanto à funcionalidade a PC tem sido classificada através de diversas escalas funcionais. A GMFCS tem sido empregada internacionalmente para classificar os pacientes portadores de PC. A escala classifica em cinco níveis com base na mobilidade funcional ou na limitação de atividade onde uma criança classificada no Nível I apresenta menor disfunção motora grossa, enquanto que, a criança no Nível V exibe limitado controle voluntário do movimento (Rosenbaum 2006). A classificação GMFCS oferece a possibilidade de criar uma representação homogênea funcional dentro do grupo heterogêneo de crianças com PC (Brogren e Hadders-Algra, 2005).

Apesar de caracterizada pelo problema motor, a PC é sempre acompanhada por outras desordens da função cerebral. Entre elas o déficit cognitivo, visual, auditivo, de linguagem, sensorial, comportamental entre outras. Podem evoluir com crises convulsivas bem como distúrbios perceptivos e visomotores, desordens do sono, problemas orais e odontológicos, distúrbios do crescimento e deformidades ortopédicas (Redstone e West, 2004). A inatividade pode gerar uma diminuição da densidade óssea levando a fraturas (Koman et al, 2004). Dependendo do quadro motor e precocidade do tratamento, estão

sujeitos a diversas deformidades como a luxação de quadril, cifose, escoliose, pé eqüino valgo ou varo e contraturas musculares. A luxação do quadril é uma das principais deformidades pois se não for tratada adequadamente pode causar dor intensa. Além da dor, causa dificuldades na habilidade de sentar independentemente (Fig.1), bem como de fazer a própria higiene e também contribui para o aparecimento de escoliose (Shields et al, 2006).



FIGURA1. Paciente portador de PC tipo diplegia espástica mostrando uma escoliose destro-convexa, o que prejudica o sentar independente bem como o manuseio e alcance.

Todas essas alterações motoras têm um impacto importante nas atividades da vida diária das crianças portadoras de PC pois podem afetar tarefas como se vestir, se alimentar, tomar banho, freqüentar escola, entre outras.

#### **1.4 O Controle Postural de crianças portadoras de PC**

O controle postural é um pré requisito para a realização de atividades de vida diária (Van Der Heide et al, 2005; Van Der Heide e Hadders-Algra, 2005). O déficit do controle postural é um dos principais problemas enfrentados pelas crianças portadoras de PC. O desempenho das atividades de vida diária é influenciado pelo déficit postural; o qual varia com a gravidade da disfunção (Liu et al, 2007). Existem ainda as deficiências biomecânicas, tais como o tamanho da base de apoio, que também influenciam no controle da postura. A pequena base de apoio na postura em pé induz uma maior deficiência postural, quando comparada com o déficit na posição sentada, que oferece maior estabilidade. Assim, para realizar suas atividades de vida diária de forma adequada, muitas crianças optam por permanecerem a maior parte do tempo sentadas (Hatzitaki et al, 2002; Liao et al, 2003; Brogren e Hadders-Algra, 2005).

As disfunções que ocorrem mais frequentemente em crianças com PC estão relacionadas à adaptação da musculatura postural. Isso implica num refinamento dos ajustes básicos para as condições ambientais, com base nas próprias experiências e inputs sensorial, visual e do sistema vestibular. (Woollacott et al, 1998; Brogren et al, 2001; Van der Heide et al, 2004).

Os problemas do controle postural nas crianças portadoras de PC são basicamente devidos aos seguintes fatores: (a) defeito no recrutamento das unidades motoras (recrutamento muscular estereotipado); (b) recrutamento muscular anormal dependente da espasticidade; (c) ativação não seletiva da musculatura antagonista; (d) interferência de programação motora imatura; (e) mudanças nas propriedades mecânicas dos músculos (Woolacott et al, 1998).

O recrutamento muscular estereotipado é observado quando há contrações de vários músculos ao mesmo tempo, gerando um movimento em bloco e descoordenado, além de

ser gerado em ordem céfalo-caudal, semelhante às encontradas em bebês entre os 3 a 6 meses de idade (Brogren et al, 1998; Brogen et al, 2001; Van Der Heide et al, 2004; Brogen et al, 2005). Isto gera uma programação de movimentação imatura e deficiente.

A preferência pelo recrutamento da musculatura postural céfalo-caudal (de cima para baixo) ocorre, não apenas durante os experimentos das perturbação na posição sentada e em pé, mas também durante o alcance na posição sentada (Brogren et al, 1998; Brogen et al, 2001; Van Der Heide et al, 2004). O recrutamento céfalo-caudal envolve ativação precoce dos músculos extensores do pescoço antes da ativação da musculatura do tronco e quadril. Essa ativação em está presente em bebês de 3 a 6 meses de idade quando existe risco de perda de equilíbrio. Mas ao se sentar independentemente, isto inverte e os bebês tem preferência pelo recrutamento de baixo para cima ou seja no sentido caudal-cefálico. O fato de esta estratégia ocorrer mais frequentemente em crianças com PC leve e moderadas do que em crianças graves, poderia indicar que a preferência pelo recrutamento céfalo-caudal reflete em uma estratégia da criança lidar com um controle postural deficiente (Graaf-Peters et al, 2007).

A co-ativação da musculatura antagonista acontece quando existe uma ativação muscular não seletiva dos músculos antagonistas que deveriam se opor à contração dos agonistas para realizar um movimento. Pode ser observada durante o controle postural estável mas também em experimentos que realizam perturbação da superfície em posição sentada e em pé (Brogren et al, 1998; Brogen et al, 2001; Woollacott et al, 2005). Na posição sentada, a co-ativação é especialmente elevada durante as perturbações que induzam o corpo para trás. Durante as perturbações que induzem uma oscilação do corpo para frente são encontradas poucas contrações antagonistas. Isso está relacionado com uma maior estabilidade nesta situação induzida pela biomecânica do corpo sentado e, pela maior

experiência com oscilações corporais para frente, por ser freqüentemente utilizado em atividades cotidianas, como o alcance (Brogren et al, 1998; Brogren et al, 2001; Van Der Heide et al, 2004; Hadders-Algra, 2005). Portanto, a contração não seletiva da musculatura antagonista leva a uma dificuldade na manutenção postural principalmente frente à perturbações.

Fatores como a espasticidade, fraqueza muscular, alterações músculo-esqueléticas, ativação estereotipada da musculatura extensora, o desequilíbrio entre atividade muscular agonista/antagonista e o recrutamento muscular anormal comuns às crianças com PC, fazem com que o controle postural sentado nestas crianças seja extremamente prejudicado.

Métodos de fisioterapia que visem o controle postural sentado precisam ser direcionados aos pacientes afim de melhorar tanto o alcance para a realização das atividades de vida diária mas também para melhorar a sua qualidade de vida (Jonsdottir et al, 1997).

### **1.5 Tratamento em PC – Controle postural**

Ao longo do tempo o tratamento fisioterapêutico mais adequado para as crianças portadoras de PC tem sido um dos principais tópicos de estudo. Existem numerosos métodos utilizados na fisioterapia para o tratamento de crianças portadoras de PC. Cada um possui objetivos específicos para cada paciente, quadro motor, idade e prognóstico.

Tradicionalmente o tratamento fisioterapêutico em neuropediatria é baseado no Método Neuroevolutivo Bobath atualmente usado como sinônimo do NDT (*Neuro-Developmental Treatment*) (Velickovic e Perat, 2005). O NDT / abordagem Bobath foi desenvolvido por Berta e Karel Bobath em 1943 a partir de experiências clínicas, tendo como base o controle motor e os modelos de neurociência disponíveis na época. É usado

para tratamento de indivíduos com disfunção do movimento resultante de lesões no SNC principalmente para crianças portadoras de PC. O NDT é um processo interativo que inclui o paciente, sua família e uma equipe interdisciplinar desde a avaliação até o tratamento do indivíduo (Arndt et al, 2008). O objetivo global de tratamento é aumentar a capacidade do indivíduo para a funcionalidade. É holístico, envolve o paciente abordando não só o seu problema sensório-motor, mas também problemas de desenvolvimento, comprometimento perceptivo-cognitivo, emocional, bem como as funções da vida diária (Siebes et al, 2002; Knox e Evans, 2002). A intervenção inclui basicamente a inibição de reflexos patológicos e facilitação de novas aquisições funcionais (Woolacott et al, 2005). O Método trabalha com a facilitação do movimento, ou seja, solicitam-se ajustamentos automáticos na postura, a fim de produzir reações automáticas de proteção, endireitamento e equilíbrio (Jondostir et al, 1997; Velickovic e Perat, 2005; Arndt et al, 2008).

Entretanto este método vem sendo questionado quanto ao seu êxito em alcançar um melhor controle postural (Harris e Roxborough, 2005; Graaf-Peters et al, 2007). Apesar de ser utilizado em diversos países há mais de 60 anos é um método que peca por ser repetitivo e desestimulante tanto para as crianças que o encaram como uma provação e também para seus pais que, diante de resultados lentos, sentem-se desmotivados em dar continuidade a um tratamento em que se revela bastante prolongado.

A equoterapia é também muito utilizada para tratar o déficit do controle postural em pacientes portadores de distúrbios neurológicos. É um método terapêutico, que utiliza o cavalo dentro de uma abordagem interdisciplinar, buscando o desenvolvimento biopsicossocial de pessoas com necessidades especiais (Murphy et al, 2008). Este tratamento tem sido muito utilizado para melhora do controle postural sentado de crianças

onde proporciona melhora do movimento da pelve e do quadril, tronco, cabeça e equilíbrio em resposta a andadura do cavalo (Sterba et al, 2002).

O centro de gravidade do cavalo é deslocado durante a caminhada em um modelo tridimensional , que é semelhante à ação da pelve humana durante a marcha. O movimento do cavalo provoca reações de equilíbrio e retificação. A facilitação destas reações contribuem para a base necessária para os movimentos normais e funcionais (Murphy et al, 2008).

No Brasil, existem diversos centros de equoterapia que oferecem tratamento às crianças portadoras de PC; entretanto vários fatores que dificultam e até inviabilizam a prática da mesma como: condições climáticas adversas; dificuldades de acesso aos centros de equitação, geralmente localizados em áreas distantes; a necessidade de usar animais apropriadamente treinados; atendimento terapêutico caro decorrente do alto custo com manutenção dos centros (tratadores, alimentação, etc); freqüente rejeição por parte da criança por medo do animal; possibilidade de reações alérgicas devido ao ambiente e finalmente, dificuldade de continuar o tratamento por longos períodos bem como subjetividade na avaliação dos possíveis benefícios.

Estudo comparativo entre a equoterapia e o NDT mostrou que houve melhora significativa do grupo de crianças submetidas à equoterapia (Ionatamishvili et.al 2004). Estudos avaliaram os efeitos da equoterapia em crianças portadoras de PC concluíram que o movimento proporcionado pelo cavalo aumentou a mobilização pélvica, normalizou o tônus, desenvolveu o controle de tronco, equilíbrio e reações posturais das crianças tratadas (Sterba et al, 2002; Benda et al, 2003; Ionatamishvili et al, 2004).

Porém, muitas vezes não está disponível para a maioria dos pacientes devido ao acesso limitado aos cavalos, custo elevado, entre outros (Kuczynski e Slonka, 1999). Há, entretanto, outros recursos que podem ser utilizados com efeitos similares à equoterapia.

Na década de 90 selas mecânicas artificiais foram projetadas para recriar os movimentos proporcionados pelo cavalo numa sessão de equitação e alguns estudos mostraram benefícios no tratamento de crianças com PC (Quint e Toomey, 1998; Kuczynski e Slonka, 1999). Foram usadas com sucesso no tratamento mostrando diminuição da espasticidade, maior estabilidade na posição sentada, melhora nos ajustes posturais em situações instáveis e recrutamento muscular mais rápido. Entretanto deixaram paulatinamente de serem usadas provavelmente por serem aparelhos pesados e relativamente pouco práticos.

Ainda na década de 90 foram desenvolvidos no Japão pela (Matsushita Panasonic Electric Works, Ltd., Japan), equipamentos simuladores de equitação terapêutica desenvolvidos com o objetivo de proporcionar um sistema de equitação em domicílio. O primeiro modelo foi criado em 1993 como um robô-cavalo sendo modificado e aperfeiçoado com o passar dos anos. O modelo mais recente (2007) o Joba<sup>®</sup> possui movimentos idênticos aos produzidos pelo cavalo durante a equitação.

O equipamento possui seis movimentos reproduzindo os movimentos do cavalo sendo: (1) movimento de rotação; (2) movimento para trás e para frente; (3) movimento para direita e esquerda ; (4) movimento para cima e para baixo; (5) movimento diagonal para frente; (6) movimento diagonal para trás (Kitagawa et al, 2001; Mitani et al, 2008). Dentre as indicações do fabricante estão: sedentarismo, obesidade, baixa resistência cardiorrespiratória, dores lombares e inatividade causada pela senilidade.

Alguns estudos utilizando o simulador foram publicados com o objetivo de melhorar as habilidades motoras em população de idosos frágeis (Mitani et al, 2008); mensurando os efeitos do exercício na sensibilidade a insulina em pacientes diabéticos (Kubota et al, 2006; Shinomyia et al, 2003) e avaliando a saúde geral de idosos após a utilização do simulador (Shinomyia et al, 1997). O único estudo utilizando o simulador em crianças com PC está sendo realizado em Zaragoza(ES) entretanto os seus resultados ainda não foram publicados (Herrero et al, 2010). No Brasil, o presente estudo é o único publicado até o presente momento.

Os efeitos fisiológicos do simulador são basicamente os mesmos da equitação. Ele promove através da movimentação, ajustes posturais onde serão ativados grupos musculares específicos para a manutenção da postura contra a gravidade. Estes ajustes repetidas vezes causarão portanto fortalecimento muscular principalmente da musculatura pélvica, abdominal e lombar (Kitagawa et al, 2001; Shinomyia et al, 2003).

## **2 OBJETIVOS**

Os objetivos do presente estudo foram:

- Quantificar os efeitos de um simulador de equitação terapêutica no controle postural na posição sentada de crianças portadoras de PC do tipo diplegia espástica.
- Avaliar o nível funcional destas crianças;
- Avaliar o grau de satisfação e qualidade de vida das mesmas.

## **3 METODOLOGIA**

### **3.1 Perfil do estudo**

Ensaio clínico randomizado realizado entre os meses de fevereiro e dezembro de 2008 na Clínica-escola de Fisioterapia e no Laboratório de Biomecânica da Universidade Católica de Brasília (UCB).

### **3.2 Considerações éticas**

O protocolo experimental do estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UCB sob o parecer 57/06 (Anexo1). Após os esclarecimentos sobre o estudo, todos os pais ou responsáveis assinaram um Termo de consentimento livre e esclarecido. (Anexo 2)

### **3.3 Composição da amostra**

Participaram do estudo 40 crianças portadoras de PC do tipo diplegia espástica, aleatoriamente distribuídos em dois grupos: O grupo que utilizou o simulador (GS) foi composto de 20 crianças (oito meninos e 12 meninas) com idade média de  $5,65 \pm 2,48$  anos (mediana = 5) e o grupo convencional (GC) composto de 20 crianças (nove meninos e 11 meninas) com idade média de  $5,77 \pm 2,29$  anos (mediana = 5).

### **3.4 Seleção dos indivíduos**

#### **3.4.1 Critérios de inclusão**

Todas as crianças portadoras de PC classificadas como diplegia espástica atendidas na Clínica-escola de Fisioterapia da UCB, nos períodos matutino e vespertino, além das que se encontravam na lista de espera foram convidadas a participar do presente estudo, o que totalizou 50 crianças. Destas crianças 8 se encontravam nos critérios de exclusão, assim 42 foram sorteadas aleatoriamente (pelo técnico do Laboratório de Biomecânica) com a distribuição de números pares e ímpares aos responsáveis. Os que receberam números pares compoaram a amostra do grupo simulador (GS) e as que receberam números ímpares foram alocadas no grupo convencional (GC). Ao final do estudo duas crianças se mudaram da

cidade sem completar as avaliações propostas. Assim o estudo foi concluído com 40 crianças.

### **3.5 Critérios de exclusão**

Foram excluídas as crianças que não conseguiram entender o protocolo do estudo, que possuíam deformidade em quadril e/ou coluna, que foram submetidas à intervenção cirúrgica ou aplicação de medicação para redução da espasticidade nos últimos seis meses e as que se negaram a seguir o protocolo proposto, totalizando sete crianças.

### **3.6 Procedimentos**

Antes e após o período de intervenção, todas as crianças tiveram seu controle postural aferido pelo registro das oscilações corporais e também avaliados pelo Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (*Gross Motor Function Classification System - GMFCS*) O GMFCS foi criado para classificar o nível de cada criança de função motora grossa. A classificação é feita pela determinação de cinco melhores níveis sendo que, uma criança classificada no nível I apresenta menor disfunção motora grossa, enquanto que, a criança no nível V exibe limitado controle voluntário do movimento. Esta escala de avaliação baseia-se na iniciativa de realizar o próprio movimento pela criança com ênfase na capacidade de andar e sentar, com ou sem a utilização de tecnologia auxiliar, tais como andadores, muletas, cadeiras de rodas. Para cada nível, são fornecidas descrições separadas para crianças nas faixas etárias: menos de 2 anos, 2 a 4 anos, 4-6 anos, 6-12 anos (Palisano et al, 2000). (Anexo 3)

Ao final do estudo todas as crianças responderam a escala AUQEI (*Autoquestionnaire Qualité de Vie Enfant Imagé*), uma escala de avaliação da qualidade de vida, capaz de avaliar a sensação subjetiva de bem-estar da criança (Manificat et al, 1993). Validado no Brasil por Assumpção et al, (2000) composto de 26 itens relacionados aos

domínios atividade, saúde, função e separação; totalizando 78 pontos. É respondido pela própria criança, utilizando um suporte de imagens de faces exibindo diferentes estados emocionais sendo: muito infeliz, infeliz, feliz e muito feliz. Cada face recebe uma pontuação de 0 a três respectivamente. O valor de corte é 48, sendo que, valores acima indicam boa qualidade de vida, e valores abaixo predizem o contrário (Manificat et al, 1993).

Christofoletti et al, (2007) acrescentaram 14 perguntas ao questionário, abordando aspectos da incapacidade motora e do processo de reabilitação, que não constam no questionário original. No presente estudo optou-se por utilizar a escala original, apenas acrescentando a questão 3 (*“Como você se sente na Fisioterapia”*) do referido autor. (Anexo 4)

A avaliação das oscilações corporais nas direções ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) foi realizada pelo registro do deslocamento máximo do centro de pressão (CP) conforme protocolo utilizado por Lacoste et al, (2006); por meio do sistema F-Scan com *software* versão 4.21 e sensor tipo plataforma F-Mat modelo 3100 (Tekscan, Inc., South Boston, MA) (Fig.2) sendo que a mesma foi calibrada antes de cada registro seguindo o método proposto pelo fabricante.



Figura 2. Sistema FScan/FMat

A plataforma de força consiste em uma placa sob a qual alguns sensores de força do tipo célula de carga ou piezelétrico estão arranjados para medir os três componentes da força,  $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$  ( $x$ ,  $y$  e  $z$  são as direções ântero-posterior, médio-lateral e vertical, respectivamente).

Este equipamento registra a força vertical exercida sob o pé do indivíduo em cada ponto de uma rede resistiva de linhas e colunas sobrepostas. Ele mostra em tempo real o CP (Fig. 3), o seu deslocamento visualizado em imagem, forma gráfica e/ou numérica.

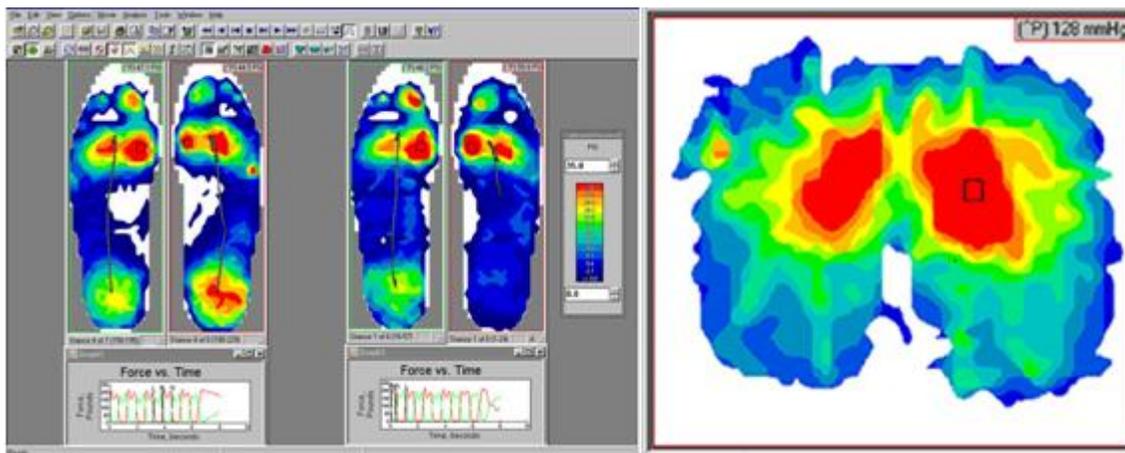


Figura 3: Imagem capturada pela plataforma com o paciente de pé e sentado mostrando o CP em vermelho.

O CP pode ser determinado pelas coordenadas de linhas e colunas do sensor do sistema. Sabendo-se a distância entre cada linha ou coluna adjacente pode-se posteriormente calcular as distâncias entre os pontos, determinando o deslocamento do CP. Os dados digitais são arranjados e transmitidos através de um cabo coaxial ao resto dos

circuitos, localizado em uma placa em um computador (Prieto et al, 1996; Tookuni et al, 2005).

Os dados obtidos a partir de uma avaliação da pressão plantar podem ser utilizados pelo fisioterapeuta na avaliação e manejo de pacientes adultos e pediátricos com uma ampla variedade de doenças do pé e das extremidades inferiores associadas com distúrbios neurológicos e sistema músculo-esquelético. Estes sistemas fornecem ao clínico ou pesquisador informações importantes sobre as forças e pressões aplicadas para locais específicos do pé e os efeitos de várias intervenções, incluindo o uso de calçado (confeccionado sob medida para portadores de úlceras diabéticas), tênis adequados para atletas e população em geral, uso de órteses podálicas bem como treino de marcha e tratamento cirúrgico (Orlin e Mcpoil, 2000; Fallang et al, 2005; Tookuni et al, 2005).

Estudos revelam que a utilização de sistemas de plataformas e sensores com o paciente sentado, são úteis para prescrição de assentos em cadeiras de rodas prevenindo úlceras de decúbito bem como nas avaliações do controle postural sentado tanto para análise do equilíbrio quanto para o deslocamento do CP (Liao et al, 2003; Hennigton et al, 2004; Lacoste et al, 2006; Chung et al, 2008).

Para o presente estudo a plataforma foi posicionada sobre um banco (Fig.4) a fim de acomodar a criança sentada e foram utilizados blocos de madeira para dar apoio aos pés das crianças para que as mesmas permanecessem o mais confortável possível mantendo seus quadris e joelhos com 90° de flexão.



Figura 4. Posicionamento padrão das crianças para a coleta de dados

Cada coleta teve duração de um minuto com frequência de amostragem de 100 Hz durante o qual a criança sentada na plataforma, era orientada a cruzar seus braços como se fosse abraçar o próprio corpo e deslocar ao máximo seu corpo para frente, trás, esquerda e direita. Nenhuma intervenção foi realizada, pelo terapeuta, durante a execução do teste. Foram realizadas três coletas para obtenção de um valor médio no processamento dos sinais.

Os dados obtidos a partir do sistema F-Scan, foram filtrados pelo filtro digital *Butterworth* de quarta ordem com frequência de corte de 5 Hz usando o *software* Labview versão 5.0 e exportados para o cálculo dos deslocamentos máximos do centro de pressão nas direções AP e ML utilizando a planilha Excel.

Para a intervenção, as crianças do GS foram submetidas a 12 sessões de tratamento no simulador de equitação Joba<sup>®</sup> (*Modelo EU6310*); (Fig.5) utilizando o nível 1 do equipamento e com frequência de 100 Hz sendo realizadas duas sessões semanais, assim como o trabalho de Kubota et al, (2006), onde cada sessão tinha duração de 40 minutos.



Figura 5. Joba<sup>®</sup> simulador de equitação terapêutica

O Joba<sup>®</sup> foi coberto por um cavaleiro de pelúcia da (Kidtoys<sup>®</sup>) proporcionando assim um aspecto mais lúdico ao equipamento (Fig.6).



Figura 6. Paciente em atendimento no equipamento modificado com cavaleiro de pelúcia.

As crianças do GC foram submetidas a 12 sessões de tratamento convencional baseadas no Método NDT (Fig.7) enfatizando as técnicas específicas para controle de tronco sendo realizadas duas sessões semanais com duração de 40 minutos cada. Todas as crianças foram atendidas por um único profissional, experiente e certificado pelo Método.



Figura 7. Paciente em atendimento pelo Método NDT

### **3.7 Análise Estatística**

Para análise estatística do deslocamento máximo em AP e ML empregou-se um modelo de análise de covariância paramétrica (ANCOVA), que tem como objetivo testar se existe diferença significativa entre os dois grupos, levando-se em conta as medidas obtidas antes da intervenção. As suposições do ANCOVA paramétrico foram testadas e todas satisfeitas entre elas: erros normais e independentemente distribuídos; coeficiente de regressão intra-grupos homogêneos e relação linear entre valores pré e pós teste (Bonate, 2000).

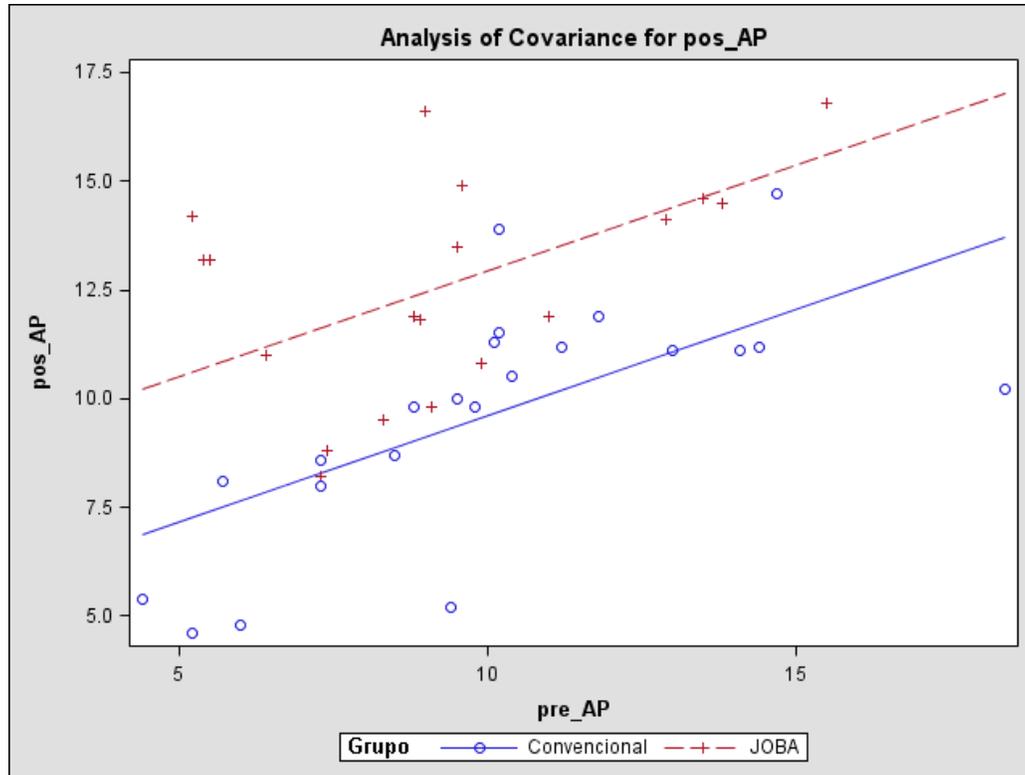
Um modelo de chances proporcionais com equações de estimação generalizadas (Miller et al, 1993) (GEE) foi empregado para a variável GMFCS; e para se comparar o grau de satisfação (Escala AUQEI) entre os dois grupos foi empregado o teste de qui-

quadrado de Mantel Haenszel. Para efeito de análise utilizou-se um nível de significância de 5 %.

#### **4 RESULTADOS**

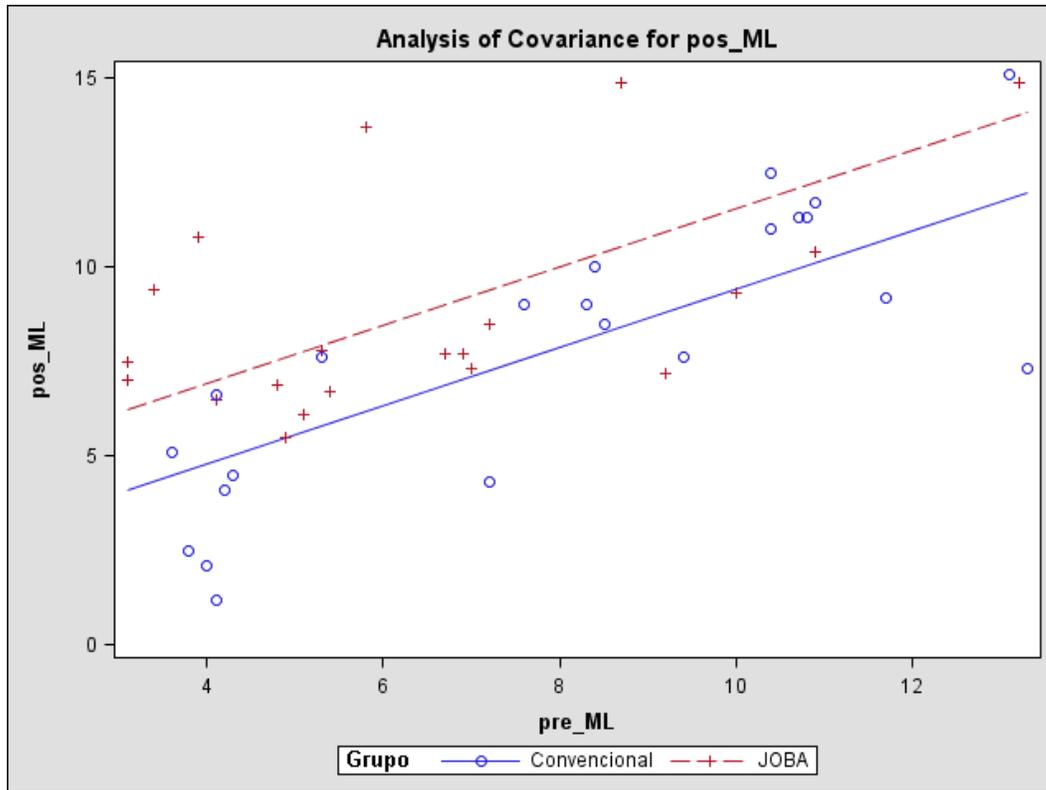
A análise de covariância paramétrica da amplitude do deslocamento do centro de pressão no sentido ântero-posterior (AP) e medio-lateral(ML) das crianças dos dois grupos (Simulador e Convencional) pré e pós tratamento, pode ser visualizada individualmente nos gráficos 1 e 2.

Gráfico 1. Análise de covariância em AP dos grupos Simulador e Convencional



O Gráfico 1 demonstra as variações individuais das medidas de AP no pré teste e no pós teste. Observa-se que as crianças do grupo simulador demonstraram em sua grande maioria um maior deslocamento no sentido ântero-posterior que as crianças do grupo Convencional.

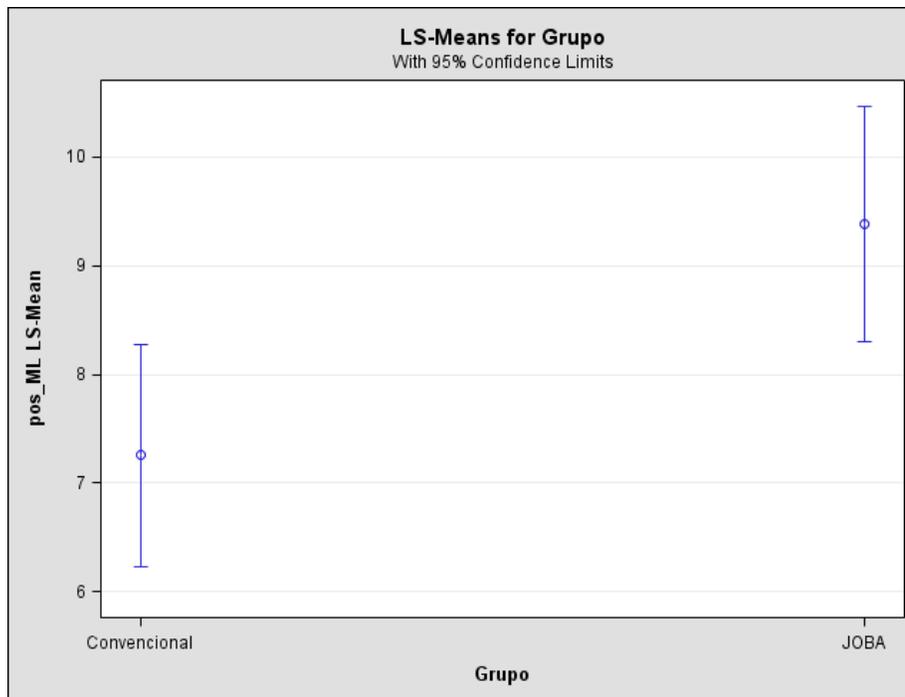
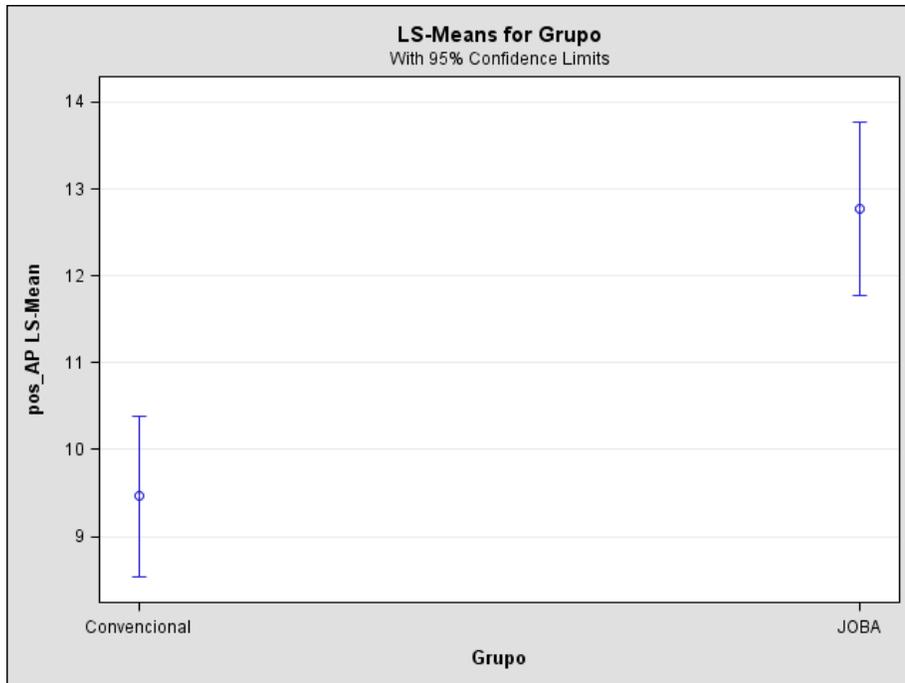
Gráfico 2. Análise de covariância em ML dos grupos Simulador e Convencional



No gráfico 2. observa-se as variações individuais das medidas de ML no pré teste e no pós teste. Assim como no deslocamento máximo em AP as medidas em ML foram em sua maioria superiores no grupo Simulador que no grupo Convencional.

No gráfico 3 é possível observar a média geral entre os dois grupos antes e após o tratamento. Da mesma forma com que foi observado individualmente, este gráfico demonstra que o grupo de crianças submetidas ao simulador obtiveram valores de deslocamento máximo superiores tanto no sentido ântero-posterior que no sentido médio-lateral.

Gráfico 3. Média geral dos grupos Simulador e Convencional em AP e ML



Observa-se que levando-se em conta as medidas de AP no pré-teste, em ambos os grupos, a média no grupo Simulador foi estatisticamente superior a média no grupo

Convencional ( $p < 0,0001$ ). O mesmo aconteceu no deslocamento em ML onde o grupo Simulador foi estatisticamente superior a média no grupo Convencional ( $p = 0,0069$ ).

Quando as crianças foram classificadas pelo GMFCS verificou-se que não havia nenhuma criança no nível I; oito estavam no nível II; dezesseis no nível III; quatorze no nível IV e duas no nível V no início do tratamento.

O GMFCS foi usado para classificar as crianças quanto a funcionalidade, entretanto observou-se após a intervenção que algumas crianças mostraram aquisições funcionais importantes. Obtou-se então por aplicar a escala novamente após a intervenção. Observou-se então, mudança de nível em cinco crianças do GS e duas crianças no GC conforme demonstra a tabela 1 a seguir.

Tabela 1. Classificação das aquisições pré e pós intervenção das duas crianças do GC (número 6 e 7) e cinco crianças do GS (número 1,2,3,4 e 5) que mudaram de nível no GMFCS após a intervenção terapêutica.

<b>Crianças</b>	<b>Idade</b>	<b>Pré intervenção</b>	<b>Pós intervenção</b>
1	5 anos	Nível III: Necessitava de apoio pélvico para sentar e liberar as mãos e usava o andador a curtas distâncias	Nível II: Começou a sentar com as mãos livres, passando de sentado para de pé usando os MMSS; deambulação com andador dentro de casa e no quintal.
2	5 anos	Nível V: Não sentava e mostrava-se totalmente dependente para locomoção;	Nível IV: Começou a sentar sem apoio e utilizar o andador com algumas adaptações.
3	8 anos	Nível IV: Andava com andador a curtas distâncias com dificuldades em curvas e obstáculos;	Nível III: Começou a utilizar muletas canadenses e melhorou função dos MMSS para manipulação de objetos e escrita.
4	7 anos	Nível III: Deambulava com muletas canadenses;	Nível II: Começou treino de marcha independente a curtas distâncias.
5	9 anos	Nível V: Necessitava de adaptações para sentar;	Nível IV: Começou a sentar independentemente e iniciou o uso do andador com adaptações.
6	10 anos	Nível IV: Deambulava fazendo uso do andador a curtas distâncias com dificuldades em curvas e obstáculos;	Nível III: Começou a utilizar muletas canadenses para pequenas distâncias e aprendeu impulsionar a cadeira de rodas independentemente para distâncias maiores.
7	6 anos	Nível III: Deambulava com muletas canadenses;	Nível II: Começou treino de marcha independente a curtas distâncias.

A análise estatística mostrou ainda que crianças tratadas pelo simulador têm 1,63 vezes mais chances de terem apresentado um escore mais baixo após o tratamento do que antes do tratamento ( $p = 0,0110$ ); da mesma forma crianças tratadas pelo método convencional têm 1,22 vezes mais chances de terem apresentado um escore mais baixo

após o tratamento do que antes do tratamento, no entanto essa mudança não foi estatisticamente significativa ( $p = 0,1510$ ).

A aplicação da escala AUQEI demonstrou que elas são crianças felizes com perfil de respostas de satisfação elevada onde o escore geral foi de 58 evidenciando uma boa qualidade de vida.

Com relação ao tratamento fisioterapêutico a análise estatística demonstrou que o simulador proporciona resultados mais satisfatórios que o método convencional ( $p = 0,0026$ ).

Gráfico 4. Satisfação com a Fisioterapia segundo a escala AUQEI



Percebe-se no gráfico 4, que a proporção de crianças que ficaram muito felizes com o simulador é bastante superior a proporção de crianças que ficaram muito felizes com o método convencional. Por outro lado nenhuma criança ficou infeliz com o simulador enquanto cinco crianças ficaram infelizes com o tratamento convencional.

## **5 DISCUSSÃO**

O presente estudo quantificou os efeitos de um simulador de equitação no controle postural na posição sentada de crianças portadoras de PC onde ficou evidente uma melhora estatisticamente significativa dos deslocamentos máximos nas direções AP e ML no grupo tratado com o simulador quando comparado ao grupo convencional. Este aumento do deslocamento máximo resultou na percepção pelos familiares da criança, de significativa melhora na realização das atividades de vida diária que exigiam maior mobilidade e

controle postural além de melhora na manutenção da postura, maior mobilidade pélvica, melhora na independência para alimentação, deglutição e sono.

No presente estudo o deslocamento do CP em AP foi levemente maior que em ML. Normalmente o deslocamento em AP é maior que o deslocamento ML, pois ele é amplamente utilizado para o alcance manual durante as atividades cotidianas (Brogen et al 1998). Além disso, a forma arredondada da tuberosidade isquiática induz um movimento da pelve na direção AP permitindo um maior deslocamento que em ML, além da área de contato ser maior devido ao comprimento das coxas (Lacoste et al, 2006).

Estudo similar mostrou que crianças com PC tratadas em uma sela mecânica artificial obtiveram melhora da estabilidade postural nos deslocamentos máximos nas direções AP e ML, sendo o AP maior em ambos os grupos tratados (Kuczinski e Slonka, 1999).

O controle postural sentado tem sido avaliado através da Posturografia, que é a técnica utilizada para medir a oscilação do corpo ou de uma variável associada a essa oscilação. A medida posturográfica mais comumente utilizada na avaliação do controle postural e o CP; e o equipamento mais utilizado para mensurar o CP e a plataforma de força. Estudo demonstra que as plataformas tem sido uma boa alternativa com alta confiabilidade para avaliar o CP, tanto o deslocamento quanto a estabilidade em pacientes sentados (Lacoste et al, 2006). No presente estudo o sistema FScan/FMat mostrou-se efetivo para mensurar o deslocamento do CP na população estudada.

A avaliação posturográfica é comumente dividida em estática, quando a postura ereta quieta do paciente é estudada e dinâmica, quando se estuda a resposta a uma perturbação aplicada (Donker et al, 2008; Duarte e Freitas, 2010).

Estudos compararam a trajetória do CP com olhos abertos e com olhos fechados de crianças portadoras de PC e crianças com desenvolvimento típico sentadas sob uma plataforma de força; concluindo que crianças com PC exibem uma maior oscilação (posturografia estática) quando comparadas com crianças com desenvolvimento típico (Rose et al, 2002; Schmidt et al, 2005; Chen et al, 2007; Donker et al, 2008).

Estudos avaliaram o controle postural sentado, especificamente a distância de balanço, sagital (AP) e lateral (ML) estático e dinâmico comparando crianças com PC e crianças com desenvolvimento típico, utilizando uma plataforma de pressão para medir o deslocamento máximo do CP (posturografia dinâmica). Crianças com PC diplégica mostraram um controle postural sentado significativamente pior quando comparado com crianças normais com similar idade cronológica (Liao et al, 1998; Hatzitaki et al, 2002).

Com relação a postura sentada estática, muito se discute sobre qual é a posição considerada ideal para crianças com PC. Há aqueles que defendem a postura sentada ereta, outros a postura reclinada. O ideal é encontrar uma posição que permita à criança controlar os braços e a cabeça de uma maneira ideal para alimentação, vestuário e comunicação (Brogren e Hadders-Algra, 2005).

A postura sentada antes do início do alcance de crianças com PC difere das crianças com desenvolvimento típico, principalmente em crianças diplégicas: elas sentam com a pelve mais reclinada e com o tronco mais desabado. Isto pode ser atribuído parcialmente pela instabilidade dos músculos flexores fracos e hiperatividade da musculatura extensora. Além disso, pode ser explicado pela estratégia de lidar com a instabilidade postural. Já que, na posição sentada com retroversão pélvica (Fig 8), crianças com diplegia são mais capazes de adaptar a atividade da musculatura postural nas condições ambientais que quando sentados com a pelve menos retrovertida (Van Der Heide et al, 2005).

Assim, crianças com PC; principalmente as diplégicas, buscam sentar-se nestas posições compensatórias a fim de utilizar os membros superiores em atividades cotidianas que lhes são propostas ou lhes interessam.



Figura 8: Criança portadora de PC tipo diplegia espástica sentada com retroversão pélvica dificultando a postura sentada sem apoio.

A posição sentada gera maior limite de estabilidade, independente da posição do acento ou das pernas, pois quando um ou outro sofre alterações, a criança gera respostas compensatórias de co-contracção, ou até inclinação do tronco para frente, permitindo um maior grau de liberdade para executar uma tarefa. As vezes a postura retrovertida da pelve e, muitas vezes a cifose lombar não impede o movimento do alcance, visto que algumas crianças se adaptam com o tempo e incorporam a imagem daquele movimento (Hadders-Algra, 2005). O fato é que uma estrutura de assento ideal melhora o controle postural traduzindo em um maior repertório de habilidades funcionais para os membros superiores (Chung et al, 2008). Entretanto, permitir que a criança permaneça na postura sentada

estática por longos períodos proporciona o risco de deformidades e conseqüentemente limita a movimentação e aquisições mais funcionais. Com o passar do tempo ela se tornará cada vez mais dependente da família até para atividades que já havia adquirido habilidade de executar.

Com relação à postura sentada dinâmica sabe-se que o movimento pélvico nas crianças portadoras de PC pode ser limitado pela espasticidade ou pelo aumento do tônus em músculos específicos. A posição e a movimentação da pelve são extremamente importantes no controle postural das crianças com PC; pois influenciam o alinhamento da coluna, da cabeça e dos membros, facilitando ou dificultando o alinhamento postural para o equilíbrio e o alcance. As crianças com PC possuem pouco movimento pélvico; algumas podem aumentar a inclinação anterior realizando uma hiperlordose lombar, outras podem aumentar a inclinação posterior resultando em uma cifose dificultando a movimentação nesta postura (Reid, 1996).

Estudos investigaram a mobilidade pélvica de crianças com PC sentadas em uma sela mecânica artificial (BABS) e em uma sela estática, concluindo que as crianças que foram tratadas no BABS tiveram um aumento significativo do movimento pélvico comparado àqueles que foram tratados na sela estática. Os mesmos autores afirmaram que quando a criança melhora a mobilidade pélvica ela melhora também o alinhamento postural, a função dos membros superiores e reduz o risco de deformidades (Quint e Toomey, 1998; Kuczynski e Slonka, 1999; Tieman et al, 2007). Assim, um tratamento que proporcione um alinhamento pélvico adequado; como o proposto pelo simulador, pode contribuir para um melhor controle postural para atividades como o manuseio e o alcance.

Ao trabalhar com a criança em abdução de quadril pode-se contribuir para a redução nos componentes neurais que desencadeiam a espasticidade permitindo assim um aumento

do movimento pélvico. Quanto maior o movimento da pelve, maior será o deslocamento do CP. Biomecanicamente a posição de abdução do quadril promove um alongamento passivo nos músculos adutores, frequentemente encurtados; o que contribui ainda mais para a mobilidade pélvica (Quint e Toomey, 1998).

Observou-se no presente estudo que, em posição de montaria (abdução de quadril) (fig. 9) o simulador promoveu um maior alinhamento pélvico e maior mobilidade o que contribuiu para o melhor resultado do grupo tratado com o simulador.



Figura 9. Criança portadora de PC do tipo diplegia espástica em abdução de quadril montada no simulador.

Além do posicionamento em abdução de quadril o estímulo sensorial proporcionado pelo movimento do simulador é primordial para proporcionar ao SNC a habilidade de usar experiência precedente para refinar movimentos similares no futuro. A criança durante o movimento realiza deslocamentos pélvicos em várias direções, rolamento sob as

tuberosidades isquiáticas, elevação e depressão pélvica, inclinação anterior e posterior o que repetidas vezes levará além da maior mobilidade também ao aprendizado do movimento (Kuczynski e Slonka, 1999).

Sabe-se que a atividade agonista / antagonista está reduzida nas crianças com PC. Um movimento rítmico pode inibir a co-contração anormal da musculatura pélvica, facilitando o controle mais seletivo. Isto porque o movimento provoca demandas aumentadas sobre o corpo o que pode facilitar a musculatura mais fraca a se contrair e inibir os músculos mais ativos de serem ativados, causando então maior equilíbrio (Quint e Toomey, 1998; Kuczynski e Slonka, 1999). O simulador proporciona seis movimentos (rotação, para trás e para frente, direita e esquerda, para cima e para baixo, diagonal para frente e diagonal para trás) além de três níveis de programas à escolha do terapeuta ou do paciente. Os resultados do presente estudo sugerem que o movimento proporcionado pelo simulador foi em grande parte responsável pelo sucesso da terapia no grupo simulador.

Consideramos então, de suma importância repensar o tratamento fisioterapêutico para as crianças com PC, sem abandonar o tratamento tradicional, mas introduzindo inovações tecnológicas de comprovada efetividade que proporcionem abordagens mais dinâmicas aos protocolos de atividade física. A associação de uma atividade atrativa que proporcione ganhos funcionais resulta na aceitação do tratamento por parte da criança, garantindo sua participação espontânea e divertida (Harris e Roxborough, 2005). Estudos sugerem uma forma de tratamento fisioterapêutico para crianças portadoras de PC baseado na atividade, em estratégias motoras que facilitem e otimizem a restauração da função; tratamentos de acordo com a preferência da criança mas que assegurem a participação ativa da mesma (Ketelaar et al, 2001; Bjorson et al, 2008; Damiano, 2006).

A escolha do simulador de equitação como forma de tratamento fisioterapêutico não se deve somente ao seu componente extremamente motivador, mas também pelas seguintes vantagens: pode ser usado em qualquer lugar (consultório, clínica), ou até na própria casa do paciente; independe de condições climáticas; é relativamente pequeno, silencioso e as crianças gostam muito de usá-lo; é de fácil utilização com programas específicos podendo-se mensurar exatamente o tempo e os movimentos escolhidos; além de permitir aumentar o grau de dificuldade do paciente gradualmente.

O simulador tem sido utilizado em programas de fortalecimento muscular com idosos demonstrando aumento da força e da contração muscular (Shinomyia et al, 1997; Kitagawa et al, 2001; Shinomyia et al, 2003; Kubota et al, 2006; Mitani et al, 2008). Em crianças foi descrito sua utilização, com um protocolo semelhante ao presente estudo, entretanto seus resultados ainda não foram avaliados (Herrero et al, 2010).

Ao reproduzir fielmente os movimentos do cavalo, os efeitos fisiológicos do simulador são basicamente os mesmos da equitação, sem suas desvantagens. Ele promove, por meio da movimentação, ajustes posturais que ativarão grupos musculares específicos para a manutenção da postura contra a gravidade. A repetição desses ajustes causará, portanto, fortalecimento muscular principalmente da musculatura pélvica, abdominal e lombar melhorando assim o equilíbrio de tronco e o controle postural contra a gravidade (Shinomyia et al, 1997; Kitagawa et al, 2001; Shinomyia et al, 2003; Kubota et al, 2006).

Os resultados da presente pesquisa sugerem que quando as crianças começaram a realizar um maior recrutamento e fortalecimento muscular, houve um aumento da mobilidade pélvica, melhor percepção sensorial e conseqüentemente melhor controle postural sentado.

Fatores psicológicos podem também contribuir para o maior êxito do tratamento com o simulador. Fatores como o medo e a insegurança podem causar aumento do tônus e inviabilizar todo o trabalho (Bjornson et al, 2008). Em contrapartida, um tratamento interessante e divertido provoca na criança uma maior aceitação e participação na terapia (Liao et al, 2003).

O tratamento convencional foi baseado no NDT, método que tem sido usado tradicionalmente no tratamento de crianças com PC. Entretanto autores sugerem que esta forma mais tradicional de intervenção, não é efetiva para melhorar o desenvolvimento postural (Graaf Peters et al, 2007) . No presente estudo observou-se que as crianças do GC apresentaram melhoras, porém menos significativas que as crianças submetidas ao simulador.

No presente estudo, os ganhos foram evidentes não só pelo melhor controle postural sentado, mas também pela mudança no nível do GMFCS que é geralmente citado pelos autores da escala como extremamente difícil de ser obtido devido ao fato de que não é uma escala de medição do nível funcional (Palisano et al, 2000). Existem melhores instrumentos para medir os ganhos funcionais, tais como, por exemplo, o GMFM (Russell et al, 1993). No presente estudo, a GMFCS foi utilizada para classificar as crianças e não para avaliar os ganhos funcionais. Entretanto, para a surpresa dos pesquisadores, sete crianças (cinco do GS e duas do GC) obtiveram ganhos tão significativos que foram classificados após o estudo em níveis diferentes aos anteriormente classificados. Destas, três começaram a sentar independentemente, duas iniciaram o uso de muletas canadenses e duas adquiriram marcha independente. Então, além dos ganhos no controle postural na posição sentada as crianças obtiveram uma maior independência em suas atividades diárias o que é importante

e estimulante não somente para os pacientes, mas também para suas famílias e para os terapeutas.

Apesar de todas as privações, o que foi percebido durante a aplicação da escala AUQEI é que elas são crianças felizes com perfil de respostas de satisfação elevada para itens concernentes à férias, aniversário, avós e esportes e da mesma maneira itens com baixos escores referentes à hospitalização e estar longe da família assim como citado por Assumpção et al, (2000). Entretanto, quando questionadas isoladamente sobre a Fisioterapia as crianças do GC se mostraram menos felizes que as crianças do GS .

Vontade, entusiasmo e alegria são essenciais no trabalho com crianças PC (Ionatamishivili et al, 2004). No presente estudo, o tratamento com o simulador de equitação proporcionou às crianças uma atividade extremamente divertida, o que permitiu com que elas se mostrassem mais ousadas a cada dia. Quanto mais elas participam do tratamento mais interessante a experiência se tornava.

Enfim, todos os ganhos foram para as crianças motivo de alegria e para os pais extremamente significantes. Assim, atualmente o equipamento está disponibilizado a todos os pacientes da Clínica-Escola de Fisioterapia da UCB.

## **6 CONCLUSÃO**

O uso do simulador de equitação mostrou-se superior ao tratamento fisioterapêutico convencional em todos os aspectos: no controle postural na posição sentada (evidenciado pelo aumento significativo do deslocamento máximo nas direções AP e ML através do sistema FScan), na funcionalidade global (comprovado pelo GMFCS) e na qualidade de vida e satisfação das crianças (visualizado através da escala AUQEI) estando adicionalmente associado à grande satisfação dos familiares com o procedimento terapêutico.

Entretanto, é importante desenvolver outros estudos, mensurando a utilização do simulador em outras populações e condições patológicas, bem como estudos cujos tratamentos proporcionem funcionalidade, participação ativa, alegria e qualidade de vida às crianças portadoras de PC.

## **7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

Anonymus; Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M, Damiano D, Dan B, Jacobsson B. Definition and classification of cerebral palsy. *Developmental medicine and child neurology* 2007; 49 (8): 8–14.

Arndt SW, Chandler LS, Sweeney JK, Sharkey MA, McElroy JJ. Effects of a neurodevelopmental treatment-based trunk protocol for infants with posture and movement dysfunction. *Pediatric Physical Therapy* 2008; 20:11-22.

Assaiante C. Development of locomotor balance control in healthy children. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 1998; 22: 4; 527–532.

Assumpção JFB, Kuczynski E, Sprovieri MH, Aranha EMG. Escala de Avaliação de Qualidade de vida (AUQEI Autoquestionnaire Qualité de Vie Enfant Imagé) *Arquivos de Neuropsiquiatria* 2000; 58(1): 1-11.

Benda W, McGibbon N, Grant K. Improvements in muscle symmetry in children with cerebral palsy after equine-assisted therapy (hippotherapy). *The Journal of alternative and complementary medicine* 2003; 9 (6): 817-825.

Bjornson KF, Belza B, Kartin D, Logsdon R, McLaughlin J, Thompson EA. The relationship of a physical activity to health status and quality of life in Cerebral Palsy. *Pediatr Phys Ther* 2008; 20: 247-253.

Bonate P.L. Analysis of pretest-posttest designs; Chapman and Hall; 2000.

Brogren E, Hadders-Algra M, Forssberg H. Postural control in sitting children with cerebral palsy. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 1998; 22: 591–596.

Brogren E, Hadders-Algra, M M. Postural dysfunction in children with cerebral palsy: some implications for therapeutic guidance. *Neural Plasticity* 2005;12:(2-3);221-8.

Brogren E, Forssberg H, Hadders-Algra M. Influence of two different sitting positions on postural adjustments in children with spastic diplegia. *Developmental Medicine and Child Neurology* 2001; 43:534-46.

Burtner PA, Woollacott MH, Qualls C. Stance balance control with orthoses in a group of children with spastic cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology* 1999; 41: 748 – 757.

Chen L, Metcalfe JS, Jeka JJ, Clark JE. Two steps forward and one back: Learning to walk affects infants sitting posture. *Infant Behavior and Development* 2007; 30: 16-25.

Christofoletti G, Hygashi F, Godoy A. Paralisia Cerebral: uma análise do comprometimento motor sobre a qualidade de vida. *Fisioterapia em Movimento*. 2007; 20 (1):37-44.

Chung J, Evans J, Lee C, Lee J, Rabanni Y, Roxborough L, Harris S; Effectiveness of adaptive seating on sitting posture and postural control in children with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy* 2008; 20:303-317.

Damiano LD. Activity, Activity, Activity: Rethinking our Physical Therapy approach to Cerebral Palsy. *Physical Therapy* 2006; 86(11): 1534-1540.

Donker SF, Ledebt A, Roerdink M, Savelsbergh GJP, Beek PJ. Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. *Exp Brain Res* 2008; 184: 363 – 370.

Duarte M, Freitas SMS. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia* 2010;14(3):183-92.

F-SCAN/F-MAT, “Manual de uso: Fscan Windows 95/98”, Tekscan.

Fallang B, Oien I, Hellen E, Saugstad O D, Hadders-Algra M. Quality of reaching and postural control in young preterm infants is related to neuromotor outcome at 6 years. *Pediatric Research* 2005; 58 (2): 347-353.

Ferdjallah M, Harris GF, Smith P, Wertsch JJ. Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics* 2002; 17:203-210.

Graaf Peters VB, Blauw-Hospers CH, Dirks T, Bakker H, Bos AF, Hadders-Algra M. Development of postural control in typically developing children and children with cerebral palsy: possibilities for intervention? *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 2007; 31:1191-1200.

Green EM, Mulcahy CM, Pountney TE. An Investigation into the development of early postural control. *Developmental Medicine and Child Neurology* 1995; 37:437 – 448.

Hadders-Algra M. Development of postural control during the first 18 months of life. *Neural Plasticity* 2005; 12 (2-3): 99-108.

Harris SR, Roxborough L. Efficacy and effectiveness of Physical Therapy in enhancing postural control in children with cerebral palsy. *Neural Plasticity* 2005; 12: 2-3.

Hatzitak V, Zisi V, Kollias I, Kioumourtzoglou E. Perceptual-motor contributions to static and dynamic balance control in children. *Journal of Motor Behavior* 2002; 34 (2): 161-170.

Hennington G, Johnson J, Penrose J, Barr K, McMulkin M L, Linden D W V. Effect of Bench Height on Sit-to-Stand in Children Without Disabilities and Children With Cerebral Palsy. *Arch Phys Rehabil* 2004; 85: 70-76.

Horak F B, Macpherson J M. Postural orientation and equilibrium. In. ROWELL, L. B. SHEPARD, J. T., eds. *Handbook of Physiology*. New York: Oxford University Press, pp. 255-292, 1996.

Herrero P, Asensio A, Garcia E, Marco A, Olivan B, Ibarz A. Study of the therapeutic effects of an advanced hippotherapy simulator in children with cerebral palsy: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2010, 11:71.

Ionatamishvili NI, Tsverava DM, Loriya MS, Sheshaberidze EG, Rukhadze MM. Riding Therapy as a Method of Rehabilitation of children with cerebral palsy. *Human Physiology* 2004; 30 (5):561-565.

Jonsdottir J, Fethers L, Kluzik J. Effects of Physical Therapy on Postural Control in Children with Cerebral Palsy. *Pediatric Physical Therapy* 1997; 9:68 – 75.

Ketelaar M, Vermeer A, Hart H, Beek E P, Helden P J M. Effects of a Functional Therapy Program on Motor Abilities of Children With Cerebral Palsy. *Physical Therapy* 2001; 81: 1534-1545

Kitagawa T, Takeuchi T, Shinomiya Y, Ishida K, Shuoyu W, Kimura T. Cause of active motor function by passive movement. *Journal of Physical Therapy Science* 2001; 13:167-72.

Knox V, Evans A L. Evaluation of the functional effects of a course of Bobath therapy in children with cerebral palsy: a preliminary study. *Developmental Medicine & Neurology* 2002; 44: 447-460.

Koman L A, Smith B P, Shilt J S. Cerebral Palsy. *Lancet* 2004; 363:1619-31.

Kubota M, Nagasaqui M, Tokudome M, Shinomiya Y, Osawa T, Sato Y. Mechanical horseback riding improves insulin sensitivity in elder diabetic patients; *Diabetics Research and clinical Practice* 2006; 71:124-130.

Kuczyński M, Slonka K. Influence of artificial saddle riding on postural stability in children with cerebral palsy. *Gait and Posture* 1999; 10:154-160.

Lacoste M, Therrien M, Côte JN, Shrier I, Labelle H, Prince F.. Assessment of seated postural control in children: comparison of a force platform versus a pressure mapping system; *Archives of Physical Medicine Rehabilitation* 2006; 87:1623-1629.

Liao SF, Yang TF, Hsu TC, Chan RC, Wei TS. Differences in seated postural control in children with spastic cerebral palsy and children who are typically developing. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 2003; 82:622-626.

Liptak G S. Complementary and alternative therapies for cerebral palsy. *Research Reviews* 2005; 11: 156-163.

Liu W, Zaino CA, McCoy SW. Anticipatory Postural Adjustments in Children with Cerebral Palsy and Children with Typical Development. *Pediatric Physical Therapy* 2007; 19: 188 – 195.

Manificat S, Guillaud-Bataille JM, Dazord A. La qualité de vie chez l'enfant atteint de maladie chronique. *Revue de la littérature et aspects conceptuels. Pédiatrie* 1993; 7:519-527.

McGee M, Reese NB. Immediate effects of a hippotherapy session on gait parameters in children with spastic cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy* 2009; 21:212-218.

Miller ME, Davis CS, Landis JR. The analysis of longitudinal polytomous data. Generalized estimating equations and connections with weighted least squares, *Biometrics* 1993; 49:1033-1044.

Mitani Y, Doi K, Ano T, Sakamaki E, Mukai K, Shinomiya Y, Kimura T. Effect of exercise using a horse-riding simulator on physical ability of frail seniors. *Journal of Physical Therapy Science* 2008; 20:177-183.

Murphy D, D'Angelo LK, Gleason J. The Effect of hippotherapy on functional outcomes for children with disabilities: a pilot study. *Pediatric Physical Therapy* 2008; 20:264–270.

Newell KM, Slobounov SM, Slobounova BS, Molenaar PCM. Short-term non-stationarity and the development of postural control. *Gait and Posture* 1997; 56 – 62.

Oliveira AIA, Golin MO, Cunha MCB. Aplicabilidade do Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS) na paralisia cerebral – revisão da literatura. *Arquivos Brasileiros de Ciências da Saúde* 2010; 35:(3)220-4.

Orlin MN, McPoil TG. Plantar pressure assessment. *Physical Therapy* 2000; 80:399–409.

Parkes J, Hill N, Dolks H, Donnelly M. What influences physiotherapy use by children with cerebral palsy? *Child: Care, health and development* 2004; 30(2): 151-160

Palisano R, Hanna SE, Rosenbaum PL, Russell D, Walter S, Wood E, Raina P, Galuppi B. Validation of a model of gross motor function for children with cerebral palsy. *Physical Therapy* 2000; 80(10):974-985.

Piper CM, Darrah J. *Motor assessment of the developing infant*. 1th ed. Philadelphia: WB Saunders Company: 1994.

Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Student; Myklebust B Measures of Postural Steadiness: Differences Between Healthy Young And Elderly Adults, *Transactions On Biomedical Engineering* 1996; 43(9): 956-966.

Quint C, Toomey M; Powered saddle and pelvic mobility. *Physiotherapy* 1998; 84; 8: 376-384.

Redstone F, West JF. The importance of postural control for feeding. *Pediatric Nursing* 2004; 30(2):97-100.

Reid D. The effects of the saddle seat on extremity movement in children with Cerebral palsy Seated postural control and upper. *Developmental Medicine and Child Neurology* 1996; 38:805-815.

Rose J, Wolff DR, Jones VK, Bloch DA, Oehlert JW, Gamble JG. Postural balance in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology* 2002; 44: 58 – 63.

Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M. A report: the definition and classification of cerebral palsy-April 2006. Executive Committee used this information and additional comments from the international community to generate a report on the Definition and Classification of Cerebral Palsy; April 2006.

Russell D; Rosenbaum P; Grewland C; Hardy S; Lane M; Plews N; McGavin H; Cadman D and Jarvis S. Administration and Scoring. IN: Gross Motor Function Measure Manual. McMaster University; 2th Edition; Toronto; September, 1993.

Sterba JA, Rogers BT, France AP, Vokes DA. Horseback riding in children with cerebral palsy: effect on gross motor function. *Developmental Medicine and Child Neurology* 2002; 44:301-308.

Schmidt M, Conforto S, Lopez L, Renzi P, D'Alessio T. The Development of postural strategies in children: a factorial design study. *Jornal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2005; 2:29

Siebes R C, Wijnroks L, Vermeer A. Qualitative analysis of therapeutic motor intervention programmes for children with cerebral palsy: an update. *Developmental Medicine and Child Neurology* 2002; 44: 593-603.

Shields N, Murdoch A, Loy Y, Dodd KJ, Taylor NF. A systematic review of the self-concept of children with cerebral palsy compared with children without disability *Developmental Medicine and Child Neurology* 2006, 48: 151–157.

Shinomiya Y, Osawa T, Hosaka Y, Wang Development and Physical training evaluation of horseback riding therapeutic equipment. *International Conference on advanced intelligent mechatronics* 2003 1239-1243.

Shinomyia Y, Nomura J, Yoshida Y, Kimura T. Horseback riding Therapy simulator with VR technology, *ACM Symposium on virtual Reality Software and Technology* 1997; 9-14.

Shumway-Cook A, Hutchinson S, Kartin D, Price R, Woollacott MH. Effect of balance training on recovery of stability in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology* 2003; 45:591 – 602.

Shumway-Cook A, Woollacott M H. *Controle motor: Teoria e aplicações práticas*. 2. ed Barueri: Manole, 2003.

Sveistrup H, Woollacott MH. Longitudinal Development of the Automatic Postural Response in Infants. *Journal of motor Behavior* 1996; 28:58 – 70.

Tieman B, Palisano R J, Gracely E J, Rosembaum P L. Variability in Mobility of Children with Cerebral Palsy. *Pediatr Phys Ther* 2007; 19: 180-187.

Tookuni, KS, Neto RB, Pereira CAM, Souza DR, Greve JMA, Ayala AA. Análise comparativa do controle postural de indivíduos com e sem lesão do ligamento cruzado anterior do joelho; *Acta Ortopédica Brasileira* 2005; 13(3) 115-119.

Ustad T, Sorsdahl A B, Ljunggren A E. Effects of Intensive Physiotherapy in Infants Newly Diagnosed with Cerebral Palsy. *Pediatric Physical Therapy* 2009; 21: 140-149.

Van der Heide J C, Fock J M, Otten B, Stremmelaar E, Eykern L A, Hadders-Algra M. Postural control during reaching in preterm children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology* 2004; 46:253-66.

Van der Heide JC, Fock JM, Otten B, Stremmelaar E, Hadders-Algra M. Kinematic characteristics of postural control during reaching in preterm children with cerebral palsy. *Pediatric Research* 2005; 58:586-593.

Van der Heide J C, Hadders-Algra M. Postural muscle dyscoordination in children with cerebral palsy. *Neural Plasticity* 2005;12 (2-3):197-203.

Van der Heide J C, Otten B, Eykern L A, Hadders-Algra M. Development of postural adjustments during reaching in sitting children. *Experimental Brain Research* 2003; 151: 32-45.

Velickovic T D, Perat M V. Basic Principles of the Neurodevelopmental Treatment. *Medicina* 2005; 42 (41): 112-120.

Washington K, Shumway-Cook A, Price R, Ciol M, Kartin D. Muscle responses to seated perturbations for typically developing infants and those at risk for motor delays. *Developmental Medicine and Child Neurology* 2004; 46: 681 – 688.

Woollacott M H, Burtner P. Neural and musculoskeletal contributions to the development of stance balance control in typical children and in children with cerebral palsy. *Acta Pædiatrica Suppl* 1996; 416: 58 – 62.

Woollacott M H, Shumway-Cook A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait and Posture* 2002; 16:1 – 14.

Woollacott M H, Shumway-Cook A, Hutchinson S, Ciol M, Price R, Kartin D. Effect of balance training on muscle activity used in recovery of stability in children with cerebral palsy: a pilot study. *Developmental Medicine and Child Neurology* 2005; 47: 455 – 461.

Woollacott M H, Burtner P, Jensen J, Jasiewicz J, Roncesvalles N, Sveistrup H, Development of postural responses during standing in healthy children and in children with spastic diplegia. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 1998; 22: 583–589.

## ANEXOS



### COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP

Brasília, 14 de junho de 2011.

Ofício CEP/UCB nº 111/2011

Prezados senhores,

Informamos que o projeto **“CONTROLE DE TRONCO SENTADO EM CRIANÇAS PORTADORES DE DIPLEGIA ESPÁSTICA UTILIZANDO TOURO MECÂNICO: ESTUDO PRELIMINAR”**, foi aprovado por este CEP em sua 55ª Reunião, realizada em 16 de agosto de 2006. No prazo de 1 (um) ano deverá ser enviado a este CEP o relatório final da presente pesquisa.

Informamos que para efeito de publicação, o presente projeto encontra-se registrado sob o Nº. CEP/UCB 057/2006.

Esperando poder servi-los em outra ocasião, apresentamos nossos votos de estima e consideração.

Atenciosamente,

Profª. MSc. Yomara Lima Mota  
Sub-Coordenadora  
Comitê de Ética em Pesquisa – UCB

Ilmo(a)s Srs.  
Maria Beatriz Silva e Borges , Juliana Ribeiro Oliveira e Patrícia Pereira Pinheiro.  
Brasília – DF  
NESTA

Anexo  
1  
Parecer  
do  
Comitê  
de Ética  
e  
Pesquis  
a da  
Universi  
dade  
católica  
de  
Brasília



## Anexo 2



**UNIVERSIDADE CATÓLICA DE BRASÍLIA  
CLÍNICA-ESCOLA DE FISIOTERAPIA  
(061) 3356-9205**

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

**Nome da criança:** \_\_\_\_\_

Prezado Senhor (a),

Vimos por meio deste documento, solicitar seu consentimento para realizar um tratamento comparativo com seu filho (a); onde um grupo será submetido a sessões de Fisioterapia convencional (GC) e outro grupo será tratado utilizando um simulador de equitação terapêutico (GS). Para isto os pacientes serão avaliados no início e no final do estudo através de três avaliações: (1) Deslocamento máximo do Centro de pressão através do sistema FScan/FMat; (2) Avaliação do nível funcional pela escala GMFCS; e (3) Qualidade de vida e satisfação através da escala AUQEI.

O estudo tem por objetivo verificar os efeitos do simulador no controle postural sentado de crianças portadoras de PC. Sabe-se que o controle postural é um dos principais problemas enfrentados pelas crianças portadoras de PC, principalmente na diplegia espástica. Um melhor controle postural proporcionará à criança melhora nas atividades de vida diária bem como alimentação e escrita. Assim permitirá ao fisioterapeuta traçar um plano de tratamento mais adequado para melhorar a qualidade de vida dos seus pacientes.

As avaliações serão marcadas previamente e no primeiro encontro o técnico do laboratório irá convidá-los a escolher um número para identificação da criança e também para alocação do grupo a que a mesma participará. Ao final do estudo as crianças do GC serão convidadas a utilizarem o simulador e o GS a realizar a Fisioterapia convencional. A avaliação no FScan/FMat se dará com a criança sentada na plataforma sobre uma mesinha, com os pés apoiados em uma caixa de madeira. Ele será orientado a inclinar o corpo para

frente, trás, direita e esquerda, após o comando do pesquisador que estará sentado atrás e da sua mãe que estará à sua frente. A aplicação do GMFCS será realizada pela pesquisadora e a aplicação do AUQEI será realizada mediante as respostas de cada criança e não dos seus pais.

O Senhor (a) tem a liberdade de recusar a participação do seu filho (a) ou retirar consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma.

Os dados coletados serão sigilosos e publicados em revista científica, porém, sem que a identidade do participante seja revelada.

Eventuais problemas, dúvidas ou questionamentos que possam surgir serão resolvidos pela pesquisadora Prof<sup>a</sup> MSc. Maria Beatriz S. e Borges (telefone: 9909 1391).

Os gastos de transporte ficam a cargo dos responsáveis cuja participação é voluntária.

---

Assinatura do pai, mãe ou responsável

---

Assinatura da Pesquisadora responsável

Brasília, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2006.

## **SISTEMA DE CLASSIFICAÇÃO DA FUNÇÃO MOTORA GROSSA PARA PARALISIA CEREBRAL (GMFCS)**

Robert Palisano; Peter Rosenbaum; Stephen Walter; Dianne Russell; Ellen Wood;  
Barbara Galuppi. *Referência: Dev Med Child Neurol 1997; 39:214-223*

### **Antes de 2 anos**

**Nível I:** Os bebês sentam-se no chão, mantêm-se sentadas e deixam esta posição com ambas as mãos livres para manipular objetos. Os bebês engatinham (sobre as mãos e joelhos), puxam-se para levantar e dão passos segurando-se nos móveis. Os bebês andam entre 18 meses e 2 anos de idade sem a necessidade de aparelhos para auxiliar a locomoção.

**Nível II:** Os bebês mantêm-se sentados no chão, mas podem necessitar de ambas as mãos como apoio para manter o equilíbrio. Os bebês rastejam em prono ou engatinham (sobre mãos e joelhos). Os bebês podem puxar-se para ficar em pé e dar passos segurando-se nos móveis.

**Nível III:** Os bebês mantêm-se sentados no chão quando há apoio na parte inferior do tronco. Os bebês rolam e rastejam para frente em prono.

**Nível IV:** Os bebês apresentam controle de cabeça, mas necessitam de apoio de tronco para se sentarem no chão. Os bebês conseguem rolar para a posição supino e podem rolar para a posição prono.

**Nível V:** As deficiências físicas restringem o controle voluntário do movimento. Os bebês são incapazes de manter posturas antigravitacionais de cabeça e tronco em prono e sentados. Os bebês necessitam da assistência do adulto para rolar.

### **Entre o 2º e 4º aniversário**

**Nível I:** As crianças sentam-se no chão com ambas as mãos livres para manipular objetos. Os movimentos de sentar e levantar-se do chão são realizadas sem assistência do adulto. As crianças andam como forma preferida de locomoção, sem a necessidade de qualquer aparelho auxiliar de locomoção.

**Nível II:** As crianças sentam-se no chão, mas podem ter dificuldades de equilíbrio quando ambas as mãos estão livres para manipular objetos. Os movimentos de sentar e deixar a posição sentada são realizados sem assistência do adulto. As crianças puxam-se para ficar

em pé em uma superfície estável. As crianças engatinham (sobre mãos e joelhos) com padrão alternado, andam de lado segurando-se nos móveis e andam usando aparelhos para auxiliar a locomoção como forma preferida de locomoção.

**Nível III:** As crianças mantêm-se sentadas no chão frequentemente na posição de W (sentar entre os quadris e os joelhos em flexão e rotação interna) e podem necessitar de assistência do adulto para assumir a posição sentada. As crianças rastejam em prono ou engatinham (sobre as mãos e joelhos), frequentemente sem movimentos alternados de perna, como seus métodos principais de locomoção. As crianças podem puxar-se para levantar em uma superfície estável e andar de lado segurando-se nos móveis por distâncias curtas. As crianças podem andar curtas distâncias nos espaços internos usando aparelhos auxiliares de locomoção, necessitando de assistência do adulto para direcioná-la e virá-la.

**Nível IV:** As crianças sentam-se no chão quando colocadas, mas são incapazes de manter alinhamento e equilíbrio sem o uso de suas mãos para apoio. As crianças frequentemente necessitam de equipamento de adaptação para sentar e ficar em pé. A locomoção para curtas distâncias (dentro de uma sala) é alcançada por meio do rolar, rastejar em prono ou engatinhar (sobre as mãos e joelhos) sem movimento alternado de pernas.

**Nível V:** As deficiências físicas restringem o controle voluntário do movimento e a capacidade de manter posturas antigravitacionais de cabeça e tronco. Todas as áreas de função motora estão limitadas. As limitações funcionais do sentar e ficar em pé não são completamente compensadas por meio do uso de adaptações e de tecnologia assistiva. Neste nível, as crianças não mostram sinais de locomoção independente e são transportadas. Algumas crianças atingem autolocomoção usando uma cadeira de rodas motorizada com extensas adaptações.

### **Entre o 4º e 6º aniversário**

**Nível I:** As crianças sentam-se na cadeira, mantêm-se sentadas e levantam-se sem a necessidade de apoio das mãos. As crianças saem do chão e da cadeira para a posição em pé sem a necessidade de objetos de apoio. As crianças andam nos espaços internos e externos e sobem escadas. Iniciam habilidades de correr e pular.

**Nível II:** As crianças sentam-se na cadeira com ambas as mãos livres para manipular objetos. As crianças saem do chão e da cadeira para a posição em pé, mas frequentemente

necessitam de superfície estável para empurrar-se e impulsionar-se para cima com os membros superiores. As crianças andam nos espaços internos e externos, sem a necessidade de aparelhos auxiliares de locomoção, por uma distância curta numa superfície plana. As crianças sobem escadas segurando-se no corrimão, mas são incapazes de correr ou pular.

**Nível III:** As crianças sentam-se em cadeira comum, mas podem necessitar de apoio pélvico e de tronco para maximizar a função manual. As crianças sentam-se e levantam-se da cadeira usando uma superfície estável para empurrar-se e impulsionar-se para cima com os membros superiores. As crianças andam usando aparelhos auxiliares de locomoção em superfícies planas e sobem escadas com a assistência de um adulto. As crianças freqüentemente são transportadas quando percorrem longas distâncias e quando em espaços externos em terrenos irregulares.

**Nível IV:** As crianças sentam em uma cadeira, mas precisam de um assento adaptado para controle de tronco e para maximizar a função manual. As crianças sentam-se e levantam-se da cadeira com a ajuda de um adulto ou de uma superfície estável para empurrar-se ou impulsionar-se com os membros superiores. As crianças podem, na melhor das hipóteses, andar por curtas distâncias com o andador e com supervisão do adulto, mas têm dificuldades em virar e manter o equilíbrio em superfícies irregulares. As crianças são transportadas na comunidade. As crianças podem alcançar autolocomoção usando cadeira de rodas motorizada.

**Nível V:** As deficiências físicas restringem o controle voluntário de movimento e a capacidade em manter posturas antigravitacionais de cabeça e tronco. Todas as áreas da função motora estão limitadas. As limitações funcionais no sentar e ficar em pé não são completamente compensadas por meio do uso de adaptações e tecnologia assistida. Neste nível, as crianças não mostram sinais de locomoção independente e são transportadas. Algumas crianças alcançam autolocomoção usando cadeira de rodas motorizada com extensas adaptações.

### **Entre o 6º e 12º aniversário**

**Nível I:** As crianças andam nos espaços internos e externos e sobem escadas sem limitações. As crianças realizam habilidades motoras grossas, incluindo correr e pular, mas a velocidade, o equilíbrio e a coordenação são reduzidos.

**Nível II:** As crianças andam nos espaços internos e externos e sobem escadas segurando no corrimão, mas apresentam limitações ao andar em superfícies irregulares e inclinadas e em espaços lotados ou restritos. As crianças, na melhor das hipóteses, apresentam capacidade mínima para realizar habilidades motoras grossas como correr e pular.

**Nível III:** As crianças andam em espaços internos e externos sobre superfícies regulares usando aparelhos auxiliares de locomoção. As crianças podem subir escadas segurando-se em corrimões. Dependendo da função dos membros superiores, as crianças manejam uma cadeira de rodas manualmente. Podem ainda ser transportadas quando percorrem longas distâncias e quando em espaços externos com terrenos irregulares.

**Nível IV:** As crianças podem manter os níveis funcionais alcançados antes dos seis anos de idade ou depender de cadeira de rodas em casa, na escola e na comunidade. As crianças podem alcançar auto locomoção usando cadeira de rodas motorizada.

**Nível V:** As deficiências físicas restringem o controle voluntário de movimento e a capacidade para manter posturas antigravitacionais de cabeça e tronco. Todas as áreas de função motora estão limitadas. As limitações funcionais no sentar e ficar em pé não são completamente compensadas por meio do uso de adaptações e tecnologia assistiva. Neste nível, as crianças não mostram sinais de locomoção independente e são transportadas. Algumas crianças alcançam a autolocomoção usando cadeira de rodas motorizada com extensas adaptações.

### **Distinções entre os Níveis I e II**

Comparadas com as crianças do Nível I, as crianças do Nível II mostram as seguintes características:

(1) limitações ao realizar transições de movimento ao andar em espaços externos e na comunidade; (2) a necessidade por aparelhos auxiliares de locomoção quando iniciam o andar; (3) baixa qualidade de movimento; e (4) pouca capacidade de realizar habilidades motoras grossas assim como correr e pular.

### **Distinções entre os Níveis II e III**

As diferenças são vistas no grau de realização da locomoção funcional. As crianças do Nível III necessitam de aparelhos auxiliares de locomoção e frequentemente de órteses para andar, enquanto as crianças do Nível II não necessitam de aparelhos auxiliares de locomoção depois dos quatro anos de idade.

#### **Distinções entre os Níveis III e IV**

Há diferenças nas capacidades de sentar e de locomoção, muitas vezes sendo necessário o uso extensivo de tecnologia assistida. As crianças do nível III sentam-se sozinhas, têm locomoção independente no chão e andam usando aparelhos auxiliares de locomoção. As crianças do Nível IV sentam-se de forma funcional (geralmente apoiadas), mas a locomoção independente é muito limitada. As crianças do Nível IV geralmente são transportadas ou usam locomoção motorizada.

#### **Distinções entre os Níveis IV e V**

As crianças do Nível V não têm independência nem mesmo no controle de posturas antigravitacionais básicas. A autolocomoção é alcançada somente se a criança puder aprender como operar uma cadeira de rodas motorizada.

## Anexo 4

### AUQEI – Questionário de avaliação de qualidade da vida da criança

NOME: \_\_\_\_\_

#### Faces do AUQEI



Muito infeliz

Infeliz

Feliz

Muito feliz

Score final: ( )

Anexo I. AUQEI - Questionário de avaliação de qualidade de vida em crianças e adolescentes. Manificat e Dazord<sup>23</sup>.

Algumas vezes você está muito infeliz? Diga por quê:	Algumas vezes você está infeliz? Diga por quê:	Algumas vezes você está feliz? Diga por quê:	Algumas vezes você está muito feliz? Diga por quê:
_____	_____	_____	_____
_____	_____	_____	_____
_____	_____	_____	_____

Diga como você se sente:	Muito infeliz	Infeliz	Feliz	Muito feliz
1. à mesa, junto com sua família.	( )	( )	( )	( )
2. à noite, quando você se deita.	( )	( )	( )	( )
3. se você tem irmãos, quando brinca com eles	( )	( )	( )	( )
4. à noite, ao dormir.	( )	( )	( )	( )
5. na sala de aula.	( )	( )	( )	( )
6. quando você vê uma fotografia sua.	( )	( )	( )	( )
7. em momentos de brincadeiras, durante o recreio escolar.	( )	( )	( )	( )
8. quando você vai a uma consulta médica.	( )	( )	( )	( )
9. quando você pratica um esporte.	( )	( )	( )	( )
10. quando você pensa em seu pai.	( )	( )	( )	( )
11. no dia do seu aniversário.	( )	( )	( )	( )
12. quando você faz as lições de casa.	( )	( )	( )	( )
13. quando você pensa em sua mãe.	( )	( )	( )	( )
14. quando você fica internado no hospital.	( )	( )	( )	( )
15. quando você brinca sozinho (a).	( )	( )	( )	( )
16. quando seu pai ou sua mãe falam de você.	( )	( )	( )	( )
17. quando você dorme fora de casa.	( )	( )	( )	( )
18. quando alguém te pede que mostre alguma coisa que você sabe fazer.	( )	( )	( )	( )
19. quando os amigos falam de você.	( )	( )	( )	( )
20. quando você toma os remédios.	( )	( )	( )	( )
21. durante as férias.	( )	( )	( )	( )
22. quando você pensa em quando tiver crescido.	( )	( )	( )	( )
23. quando você está longe de sua família.	( )	( )	( )	( )
24. quando você recebe as notas da escola.	( )	( )	( )	( )
25. quando você está com os seus avós.	( )	( )	( )	( )
26. quando você assiste televisão.	( )	( )	( )	( )
Como você se sente quando você está na Fisioterapia?	( )	( )	( )	( )

## Anexo 5

Base excel com todos os dados do estudo:

N	sexo	Idade	GMFCS 1	Grupo	pre AP	pos AP	dif	pre ML	pos ML	dif	GMFCS 2	Escore	Satisfação
												AUQEI	Fisioterapia
1	F	4	III	S	9,6	14,9	5,3	8,7	14,9	6,3	III	57	Feliz
2	F	5	III	S	12,9	14,1	1,3	7,0	7,3	0,3	II	59	Muito feliz
3	F	5	V	S	13,8	14,5	0,7	10,0	9,3	-0,7	IV	58	Muito feliz
4	F	5	IV	S	15,5	16,8	1,3	6,9	7,7	0,8	IV	60	Muito feliz
5	M	3	IV	S	7,3	8,2	0,9	4,1	6,5	2,4	IV	59	Muito feliz
6	F	8	IV	S	5,2	14,2	8,9	5,8	13,7	7,9	III	60	Muito feliz
7	F	3	III	S	18,3	33,2	14,8	5,3	7,8	2,5	III	59	Muito feliz
8	F	7	III	S	8,9	11,8	2,9	5,4	6,7	1,3	II	60	Muito feliz
9	F	9	V	S	8,8	11,9	3,1	9,2	7,2	-1,9	IV	59	Muito feliz
10	F	6	II	S	13,5	14,6	1,1	13,2	14,9	1,7	II	60	Muito feliz
11	F	4	IV	S	7,4	8,8	1,4	4,9	5,5	0,6	IV	57	Muito feliz
12	M	5	IV	S	9,5	13,5	3,9	6,7	7,7	0,9	IV	57	Muito feliz
13	F	4	IV	S	9,0	16,6	7,6	3,4	9,4	5,9	IV	59	Muito feliz
14	M	11	IV	S	5,4	13,2	7,8	7,2	8,5	1,3	IV	59	Feliz
15	M	7	IV	S	5,5	13,2	7,7	3,1	7,5	4,4	IV	57	Feliz
16	F	8	III	S	6,4	11,0	4,6	3,1	7,0	3,8	III	60	Muito feliz
17	M	3	III	S	8,3	9,5	1,2	5,1	6,1	1,0	III	60	Muito feliz
18	F	8	III	S	9,1	9,8	0,7	4,8	6,9	2,1	III	58	Muito feliz
19	M	3	III	S	11,0	11,9	0,9	3,9	10,8	6,9	III	58	Muito feliz
20	M	3	II	S	9,9	10,8	0,9	10,9	10,4	-0,5	II	57	Muito feliz
21	F	4	III	C	5,2	4,6	-0,6	4,3	4,5	0,2	III	60	Muito feliz
22	M	7	IV	C	4,4	5,4	1,0	3,6	5,1	1,5	IV	56	Feliz
23	F	5	III	C	11,2	11,2	0,0	8,4	10,0	1,6	III	55	Feliz
24	M	4	IV	C	10,4	10,5	0,2	10,9	11,7	0,9	IV	55	Feliz
25	M	3	III	C	10,2	13,9	3,7	7,6	9,0	1,4	III	57	Feliz
26	F	9	II	C	5,7	8,1	2,4	4,0	2,1	-1,9	II	58	Muito feliz
27	M	3	II	C	8,5	8,7	0,2	10,7	11,3	0,6	II	59	Muito feliz
28	F	8	II	C	13,0	11,1	-1,9	13,1	15,1	2,0	II	55	Infeliz
29	F	5	III	C	8,8	9,8	1,0	4,2	4,1	-0,1	III	60	Muito feliz
30	F	3	IV	C	10,2	11,5	1,3	9,4	7,6	-1,8	IV	59	Feliz
31	M	4	III	C	9,5	10,0	0,5	3,8	2,5	-1,3	III	59	Muito feliz
32	M	10	IV	C	9,8	9,8	0,0	8,5	8,5	0,0	III	59	Muito feliz
33	M	5	IV	C	11,8	11,9	0,1	8,3	9,0	0,8	IV	59	Muito feliz
34	F	10	II	C	7,3	8,6	1,3	10,4	12,5	2,0	II	55	Infeliz
35	M	3	III	C	6,0	4,8	-1,2	4,1	1,2	-2,9	III	58	Feliz
36	F	6	III	C	14,7	14,7	0,1	10,8	11,3	0,5	II	59	Muito feliz
37	F	6	III	C	14,1	11,1	-3,1	10,4	11,0	0,6	III	55	Infeliz
38	M	8	II	C	10,1	11,3	1,3	13,3	7,3	-6,0	II	58	Infeliz
39	M	7	IV	C	18,4	10,2	-8,2	11,7	9,2	-2,5	IV	56	Infeliz
40	F	8	II	C	14,4	11,2	-3,1	5,3	7,6	2,4	II	55	Feliz

## Anexo 6

Carta de aceite para publicação do artigo.

**ASSOCIAÇÃO ARQUIVOS DE NEURO-PSIQUIATRIA DR. OSWALDO LANGE**

Rua Vergueiro 1421 / sala 804 – Torre Sul - 04101-000 - São Paulo SP - Brasil  
FONE/FAX 55 11 38842042 E-mail: arq.neuropsiquiatria@terra.com.br www.scielo.br/anp

**DECLARAÇÃO**

DECLARO, para fins de documentação curricular, que a pesquisadora *Maria Beatriz Silva e Borges* submeteu o artigo THERAPEUTIC EFFECTS OF A HORSE RIDDING SIMULATOR IN CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY em co-autoria com *Maria José da Silva Werneck, Maria de Lourdes da Silva, Lenora Gandolfi e Riccardo Pratesi* à Revista ARQUIVOS DE NEURO-PSIQUIATRIA (*Arq Neuropsiquiatr, ISSN 0004-282X*), tendo sido aceito para ser submetido ao processo editorial.

São Paulo, 06 de Junho de 2011.



---

Dr. Luis dos Ramos Machado  
CRM 22196

*Editor da revista Arquivos de Neuro-Psiquiatria*

**Anexo 7** Artigo aceito para publicação.

# **Therapeutic effects of a horse ridding simulator in children with cerebral palsy**

Maria Beatriz Silva Borges<sup>1</sup>, Maria José da Silva Werneck<sup>2</sup>, Maria de Lourdes da Silva<sup>2</sup>, Lenora Gandolfi<sup>3</sup>, Riccardo Pratesi<sup>3</sup>

1. Graduate Program in Medical Sciences - University of Brasília School of Medicine and Department of Physical Therapy, Catholic University of Brasilia, Brasilia, DF, Brazil
2. Department of Physical Therapy, Catholic University of Brasilia, Brasilia, DF, Brazil
3. Pediatric Research Laboratory – Pediatric Department and Graduate Program in Medical Sciences - University of Brasília School of Medicine, Brasilia, DF, Brazil

Maria Beatriz Silva e Borges – Universidade Católica de Brasília, Campus I – Q.S. 07 lote 01 EPCT - 71966-700 Taguatinga DF – Brasil. E-mail: mbeatrizborges@gmail.com

Received 23 August 2010, received in final form 05 May 2011. Accepted 12 May 2011.

**ABSTRACT - Objective:** To evaluate the efficacy of horse ridding simulator on the sitting postural control of children with spastic diplegia. **Method:** Forty children were randomly divided in a group using the simulator (RS) and a group performing conventional physical therapy (CT). FScan/Fmat equipment was used to register maximal displacement in antero-posterior (AP) and medio-lateral (ML) directions with children in sitting position. At the pre and post intervention stage both groups were classified according to the Gross Motor Function Classification System (GMFCS) and, after intervention, by the AUQEI questionnaire (Autoquestionnaire Qualité de vie Enfant Image). **Results:** Comparison between groups disclosed statistically significant pos-intervention improvement both in the AP ( $p < 0,0001$ ) as in the ML ( $P < 0,0069$ ) direction in the RS group. **Conclusions:** The horse ridding simulator produced significant improvement in the postural control of children in

sitting position, additionally showing a higher motor functionality and a better acceptance of the therapeutic intervention.

Key words: cerebral palsy, spastic diplegia, postural balance, horseback riding therapy.

### **Efeitos terapêuticos de um simulador de equitação em crianças portadoras de paralisia cerebral**

**RESUMO- Objetivo:** Avaliar os efeitos terapêuticos de um simulador de equitação no controle postural sentado de crianças portadoras de diplegia espástica. **Método:** Quarenta crianças foram aleatoriamente divididas em dois grupos: 20 utilizaram o simulador (GS) e 20 realizaram fisioterapia convencional (TC). Foi efetuado o registro dos deslocamentos máximos na direção ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) com a criança sentada, utilizando-se o sistema FScan/Fmat. Antes e após intervenção as crianças foram classificadas pelo Gross Motor Function Classification System (GMFCS) e, após intervenção, pelo AUQEI (Autoquestionnaire Qualité de vie Enfant Image). **Resultados:** Melhora estatisticamente significativa dos deslocamentos máximos foi observada após intervenção tanto na direção AP ( $p < 0,0001$ ) quanto na ML ( $p < 0,0069$ ) no grupo GS quando comparado ao grupo TC. **Conclusão:** O simulador de equitação produziu melhora significativamente maior no controle postural da criança sentada, aliada a maior funcionalidade motora e melhor aceitação da intervenção terapêutica.

Palavras-chave: paralisia cerebral, diplegia espástica, equilíbrio postural, equitação terapêutica.

The ability to maintain postural control is an important factor in performing daily activities and reaching an independent individual development<sup>1</sup>. Although stable control of posture

and balance is automatic for healthy individuals, this is often a challenge for patients with cerebral palsy (CP) <sup>2</sup>.

The presence of spasticity, muscle weakness, musculoskeletal alterations and decreased pelvic movement common to children with CP, make the sitting postural control worse than in healthy children <sup>1, 3, 4</sup>.

To maintain the sitting posture, children with CP perform stereotyped activation of extensor muscles, abnormal muscle recruitment and excessive activation of antagonist muscles <sup>5, 6</sup>. This interferes with the quality of the reaching movement that basically depends on the postural control <sup>1</sup>. When the child sits with satisfactory postural control and good alignment, he will improve the functionality of his upper limbs for the actions of handling, eating and writing <sup>7, 8</sup>. Different therapies have been described to improve the sitting postural control<sup>9</sup>. Horseback riding therapy is a form of treatment that provides better movement of pelvis and hip, trunk, head and balance in response to the horse movements<sup>10, 11</sup>. A study comparing horseback riding and Bobath method showed significant improvement in the group of children undergoing horseback riding therapy <sup>12</sup>. However, this modality of therapy is not easily available to the majority of CP children mostly due, among other factors, to the generally difficult access to horses and the high cost of the treatment<sup>13</sup>.

The Joba<sup>®</sup> device (Matsushita Electric Works, Ltd., Japan) was developed as an attempt to imitate the passive movement consequent to horse riding, with the advantage of providing a horse riding system that could be used indoors. The Joba<sup>®</sup> produces simple movements which lead the child to experiencing the feelings of real horse riding. The improvement of muscular power and muscular strengthening are attainable only by the action of sitting down and keeping the balance.

The objective of the present study was to evaluate the potentially beneficial effects of the equipment in the sitting postural control of children with cerebral palsy spastic diplegia, proposing an innovative therapeutic intervention in order to provide to these children an alternative form of active treatment for trunk control, that is so important for their daily activities such as eating, writing, reaching and handling.

## **METHOD**

A randomized clinical trial was conducted between February and December 2008 at the Clinic of Physiotherapy and Laboratory of Biomechanics of the Catholic University of Brasília (UCB). The experimental protocol was approved by the University Ethics Research Committee under the protocol n° 57/06.

The study included 40 children with CP spastic diplegia randomly divided in two groups: the riding simulator (RS) group that included 20 children (eight boys and 12 girls; age range: 3 to 12 years; mean age:  $5.65 \pm 2.48$  years; median age: 5 years) and the conventional physical therapy (CT) group composed of 20 children (nine boys and 11 girls; age range: 3 to 10 years; mean age:  $5.77 \pm 2.29$  years; median age: 5 years). All parents or guardians were informed about the objective and methods of the study, including risks and benefits, and signed a written consent. Children who could not understand or refused to follow the study protocol, or disclosed deformities of the hip and/or spine, or those who had undergone surgery or received application of medication to reduce spasticity during the last six months were excluded from the study.

All children had their postural control evaluated by the record of their body oscillations before and after the period of intervention. The evaluation of the anterior-posterior (AP) and medial-lateral (ML) body oscillations was performed by recording the maximal displacement of the pressure center according to the protocol used by Lacoste<sup>14</sup> in the F-Scan system (software version 4.21) and F-Mat sensor platform-type (model 3100, Tekscan, Inc., South Boston, MA). The system was calibrated before each recording following the manufacturer instructions. The platform was placed on a bench to accommodate the seated child and wooden blocks were used to support the child's feet to keep him in a comfortable position maintaining his hips and knees in a 90° flexion.

Each data collection lasted one minute with a sampling frequency of 100 Hz while the child, sitting on the platform, was oriented to cross his arms as if to embrace his own body and to move his body forward and backward, and from left to right. No intervention was performed by the therapist during the test. Three data collections were performed in each child to obtain a final average value.

The data obtained by the F-Scan system were filtered by fourth-order Butterworth digital filter with cutoff frequency of 5 Hz, using Labview software version 5.0 and were exported

to an Excel spreadsheet. These assessments were blinded and performed by the technician of Biomechanics Laboratory of the institution.

The Gross Motor Function Classification System (GMFCS)<sup>15</sup> was also applied to both groups. The GMFCS is a quick and easy to use, valid and reliable 5-level classification system based on self-initiated movement with particular emphasis on truncal control in the sitting position and in walking.

At the end of the study, all children were evaluated by the AUQEI scale (Autoquestionnaire Qualité de Vie Enfant image), that is a questionnaire for the assessment of the quality of life capable of evaluating the child's subjective well-being<sup>16</sup>. This questionnaire was validated in Brazil by Assumpção Jr. et al.<sup>17</sup> and by Christofolletti et al.<sup>18</sup> that broadened the scope of questionnaire adding 14 more questions covering aspects of the motor disability and rehabilitation process. In the present study was used the original scale with the addition of only one the question of Christofolletti's modified scale. All children pertaining to the RS group underwent 12 treatment sessions administered in a two weekly basis, with 40 minutes of duration each, on the horseback riding simulator (Model EU6310) using the level 1 of the equipment and frequency of 100 Hz, as previously performed by Kubota et al<sup>19</sup>

As can be seen in Fig. 1, the horse riding simulator was covered by a plush pony, thus making the equipment more attractive and enjoyable for the children (Fig 1).

The CT group underwent 12 sessions of conventional physical therapy based on the NeuroDevelopmental Treatment (NDT) with emphasis on specific techniques for trunk control, with two weekly sessions of 40 minutes each. All children were treated by the same experienced physical therapist, certified in NDT.

Statistical analysis of maximum displacement in AP and ML used a model of analysis of parametric covariance (ANCOVA), which aims to test whether there is significant difference between the two groups, taking into account the measurements obtained before the intervention. All the parametric ANCOVA assumptions were tested and showed satisfactory correlation between them: errors were independently and normally distributed, the population within-groups regression coefficients were equal, and linear relationship was present between pretest and posttest<sup>20</sup>.

A proportional odds model with generalized estimating equations (GEE)<sup>21</sup> was used for the variable GMFCS. To compare the degree of satisfaction between the two groups assessed by the AUQEI questionnaire was used the chi-square Mantel-Haenszel test. For the purpose of analysis was used a significance level of 5%.

## RESULTS

The analysis of the parametric covariance of the displacement of the pressure center in the antero-posterior and medio-lateral directions, in children of both groups (RS and CT) in the pre and post-treatment stage can be seen in Fig 2 and Fig 3.

As can be seen, the individual variations in pre and post-test, both displacement in AP and ML were higher in the group using the simulator when compared to the conventional group.

In Fig 4 can be seen that, taking into account the individual measures obtained in the AP displacement in the pretest in both groups, the average of the post-test results of the RS group was statistically higher than the average obtained by the CT group ( $p < 0.0001$ ). The same results were observed in the ML displacement where the average of the individual post-test measures in the RS group was statistically higher than the average of the CT group ( $p = 0.0069$ ).

The GMFCS was initially used as a classification system for children before the intervention. Eight children were classified as level II, 16 as level III, 14 as level IV and 2 as level V. However, in the end of the study, seven children were classified into different levels than previous. The children were evaluated again by another researcher who obtained the same result. Five children from RS and two children from CT obtained different functional levels before and after intervention, as shown in Table 1. Although the level change is not statistically significant, the children treated with a horse riding simulator had 1.63 times more chances to show a better score after the treatment than before the treatment ( $p = 0.0110$ ). Similarly, the children treated by conventional therapy had 1.22 times more chances to obtain a better score after treatment than before the treatment ( $p = 0.1510$ ).

The scale AUQEI showed that with reference to general themes such as birthdays, holidays, socialization with family members and sports, the level of happiness was satisfactory in both groups. However, when specifically focusing on the physical therapy practice was observed that the group RS had more satisfactory results when compared to the CT group ( $p = 0.0026$ ): no child was unhappy with the use of the simulator while 25% of children belonging to the CT group were unhappy with the therapy.

## **DISCUSSION**

The sitting posture control is very important to improve the quality of life of children with PC and it has been for a long time one of the most important topic of study. In the 90's, Mechanical Artificial Saddles (BABS) came to be used with success in children treating with PC, resulting decreased spasticity, increased sitting stability, improvement in postural adjustments in unstable situations and quickly muscle recruiting<sup>8,13</sup>. However its use was gradually discontinued mainly because it was heavy, impractical and unattractive to the children. Traditionally, the physical therapy in the pediatric clinic is based on the neuroevolutive method, which aims to the inhibition of pathological reflexes, facilitating the appearance of new functional acquisitions. However, the success of this method in achieving better postural control has been questioned<sup>8,9</sup>. Despite of the traditional use in several countries during the last 60 years, it is a repetitive method that precociously became boring and discouraging for the children and their parents. Without abandoning the traditional methods it is important to introduce new technological innovations of proven effectiveness, which would provide a more dynamic approach to protocols of physical activity. The combination of an attractive therapy that provide good functional results and is concomitantly well accepted by the children will ensure their spontaneous and enjoyable participation<sup>9,20-22</sup>.

The Joba<sup>®</sup> Riding Simulator has been used in programs of muscle strengthening with elderly people, showing increased muscular strength and contraction<sup>19,23,-25</sup>. Their use was described in children, but its results have not been assessed<sup>26</sup>. To faithfully reproduce the movements of a horse, the physiological effects of the simulator are basically the same as the riding, without its disadvantages. It promotes, through movement, postural adjustments

that activate specific muscle groups to maintain posture against gravity. The repetition of these adjustments cause, therefore, mainly muscle strengthening of pelvic, abdominal and lumbar muscles, causing improvement of the trunk balance and postural control against gravity<sup>19,23,24,27,28</sup>.

In Brazil, there are several hippotherapy centers that offer treatment to children with PC, however there are several factors that complicate or even hinder its practice as adverse weather conditions, difficult access to riding centers often located in remote areas, the need to use properly trained animals, the often excessive cost of the therapeutic sessions due to the high expenses with the horses care , the frequent rejection of the therapy by the children for fear of the horse, the possibility of allergic reactions due to environmental antigens and finally, the difficulty in maintaining the treatment for long periods and to assess its possible results.

The riding simulator is a form of physical therapy that, besides being extremely motivating for children also has several advantages when compared to hippotherapy: it can be used in any place, as an office or a clinic, or even in the patient's own home, it is independent from weather conditions, and is relatively small and quiet. Additionally, is easy to handle and can be programmed for predetermined periods of time with the type of movements to be performed and the level of difficulty, which can be increased gradually and finally, children totally accept and enjoy this kind of therapy.

In this study, the evaluation of the effects of the riding simulator on the postural control of children with CP in sitting position disclosed a statistically significant improvement in the maximal displacement in the antero-posterior and medio lateral directions in the treated group (RS) when compared to the control group (CT). In association whit this enhancement of the postural control it was perceived by the parents a significant improvement of the child performance on daily activities that required greater mobility and postural control, associated with an increased mobility of the pelvis and improvement of the feeding process and sleeping pattern.

When children with PC sit in a good alignment they improve the upper limbs function<sup>1,5,6,8</sup> with consequently positive results in school performance and increased satisfaction in daily activities. In the present study, the gains were evident not only by the better sitting postural control, but also by the change in the level of the GMFCS which is generally cited by the

authors of the scale as extremely difficult to be obtained due to the fact that it is not a measuring scale of functional level. There are better instruments to measure the functional gains such as, for example, the GMFM<sup>29</sup>. In the present study, the GMFCS was used to classify children and not to assess their functional gains and the fact that five children of the RS and two of the CT showed gains beyond the postural control system measured by Fscan was a positive surprise. Apart from the gains in postural control in sitting position to get extra improvement obtaining a greater independence in their daily activities is important and stimulating for the patients, their families and for the therapist.

Determination, enthusiasm and joy are essential in working with children with PC<sup>12</sup>. The use of the riding simulator is a pleasant and daring activity for the child, a fact which ensures his interest and persistence in the therapy. The assessment of the quality life, by the AUQEI scale showed that the children undergoing the therapy with the riding simulator were happier with the therapeutic process when compared to children on conventional therapy, indubitably due to the entertaining and extremely dynamic components provided by the riding simulator.

In conclusion, the use of the horse riding simulator was statistically superior when compared to the conventional physical therapy treatment both in the postural control in sitting position, as in the global functionality and satisfaction of the children and their families with physical therapy procedures.

## **REFERENCES**

1. Van der Heide JC, Fock JM, Otten B, Stremmelaar E, Hadders-Algra M. Kinematic characteristics of postural control during reaching in preterm children with cerebral palsy. *Pediatr Res* 2005; 58:586-593.
2. Ferdjallah M, Harris GF, Smith P, Wertsch JJ. Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. *Clin Biomech* 2002; 17:203-210.
3. Woollacott MH, Burtner P, Jensen J, Jasiewicz J, Roncesvalles N, Sveistrup H, Development of postural responses during standing in healthy children and in children with spastic diplegia. *Neurosci Biobehav Rev* 1998; 22: 583–589.

4. Quint C, Toomey M. Powered saddle and pelvic mobility. *Physiotherapy* 1998; 84: 376-384.
5. Brogren E, Hadders-Algra M, Forsberg H. Postural control in sitting children with cerebral palsy. *Neurosci Biobehav Rev* 1998; 22: 591–596.
6. Liao SF, Yang TF, Hsu TC, Chan RC, Wei TS. Differences in seated postural control in children with spastic cerebral palsy and children who are typically developing; *Am J Phys Med Rehabil* 2003; 82:622-626.
7. Redstone F, West JF The importance of postural control for feeding. *Pediatric Nursing* 2004; 30:97-100.
8. Graaf Peters VB, Blauw-Hospers CH, Dirks T, Bakker H, Bos AF, Hadders-Algra M. Development of postural control in typically developing children and children with cerebral palsy: possibilities for intervention? *Neurosci Biobehav Rev* 2007; 31:1191-1200.
9. Harris SR, Roxborough L. Efficacy and effectiveness of physical therapy in enhancing postural control in children with cerebral palsy. *Neural Plasticity* 2005; 12: 2-3.
10. Sterba JA, Rogers BT, France AP, Vokes DA. Horseback riding in children with cerebral palsy: effect on gross motor function. *Dev Med Child Neurol* 2002; 44:301-308.
11. McGee M, Reese NB. Immediate effects of a hippotherapy session on gait parameters in children with spastic cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther* 2009; 21:212-218.
12. Ionatamishvili NI, Tsverava DM, Loriya MS, Sheshaberidze EG, Rukhadze MM. Riding Therapy as a method of rehabilitation of children with cerebral palsy. *Hum Physiol* 2004; 30:561-565.
13. Kuczyński M, Slonka K. Influence of artificial saddle riding on postural stability in children with cerebral palsy. *Gait Posture* 1999; 10:154-160.
14. Lacoste M, Therrien M, Côte JN, Shrier I, Labelle H, Prince F. Assessment of seated postural control in children: comparison of a force platform versus a pressure mapping system; *Arch Phys Rehabil* 2006; 87:1623-1629.
15. Palisano R, Hanna SE, Rosenbaum PL, et al. Validation of a model of gross motor function for children with cerebral palsy. *Phys Ther* 2000;80:974-985.

16. Manificat S, Guillaud-Bataille JM, Dazord A. La qualité de vie chez l'enfant atteint de maladie chronique. *Revue de la littérature et aspects conceptuels. Pédiatrie* 1993; 7:519-527.
17. Assumpção Jr. FB, Kuczynski E, Sprovieri MH, Aranha EMG. Escala de Avaliação de Qualidade de vida (AUQEI Autoquestionnaire Qualité de Vie Infant Imagé) *Arq Neuropsiquiatr* 2000; 58: 1-11.
18. Christofolletti G, Hygashi F, Godoy A. Paralisia Cerebral: uma análise do comprometimento motor sobre a qualidade de vida. *Fisioter Mov* 2007;20: 37-44.
19. Kubota M, Nagasaqui M, Tokudome M, Shinomiya Y, Osawa T, Sato Y. Mechanical horseback riding improves insulin sensitivity in elder diabetic patients; *Diab Res Clin Pract* 2006; 71:124-130.
20. Bonate PL. *Analysis of pretest-posttest designs*; Chapman and Hall CRC. Boca Raton FL USA, 2000.
21. Miller M E, Davis C S, Landis JR *The analysis of longitudinal polytomous data. Generalized estimating equations and connections with weighted least squares* *Biometrics* 1993; 49:1033-1044.
22. Damiano LD. Activity, activity, activity: rethinking our physical therapy approach to cerebral palsy. *Phys Ther* 2006; 86: 1534-1540.
23. Shinomiya Y, Osawa T, Hosaka Y, Shuoyo Wang, Ishida K, Kimura T. Development and physical training evaluation of horseback riding therapeutic equipment. *International Conference on advanced intelligent mechatronics*, 2003:1239-1243.
24. Shinomiya Y, Nomura J, Yoshida Y, Kimura T. Horseback riding therapy simulator with VR technology, *ACM Symposium on virtual Reality Software and Technology*, 1997;9-14.
25. Mitani Y, Doi K, Ano T, Sakamaki E, Mukai K, Shinomiya Y, Kimura T. Effect of exercise using a horse-riding simulator on physical ability of frail seniors. *J Phys Ther Sci* 2008; 20:177-183.
26. Herrero P, Asensio A, Garcia E, Marco A, Oliván B, Ibarz A. Study of the therapeutic effects of an advanced hippotherapy simulator in children with cerebral palsy: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord* 2010; 11:71

27. Kitagawa T, Takeuchi T, Shinomiya Y, Ishida K, Shuoyu W, Kimura T. Cause of active motor function by passive movement. *J Phys Ther Sci* 2001; 13:167-172.
28. Chung J, Evans J, Lee C, et al. Effectiveness of adaptive seating on sitting posture and postural control in children with cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther* 2008; 20:303-317.
29. Russell D, Rosenbaum P, Grewland C, et al. Administration and Scoring. IN: *Gross Motor Function Measure Manual*. McMaster University; Second Edition. Toronto, September, 1993.



Fig 1. The riding simulator (Joba<sup>®</sup>) disguised as a velvet pony.

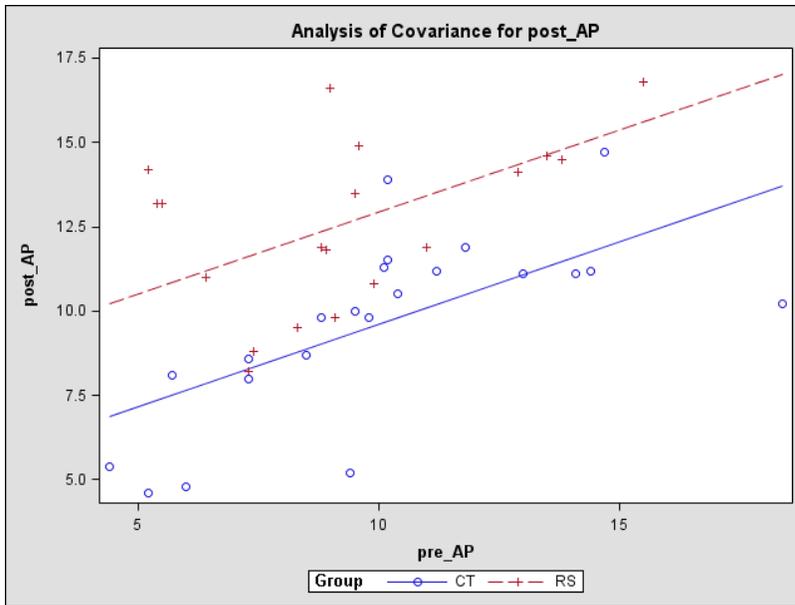


Fig 2. Analysis of covariance of the individual body oscillations in the AP direction, in the pre and posttest stages, assessed measuring the maximal displacement of the pressure center (F-Scan/F-Mat system) in the two groups of children (RS and CT).

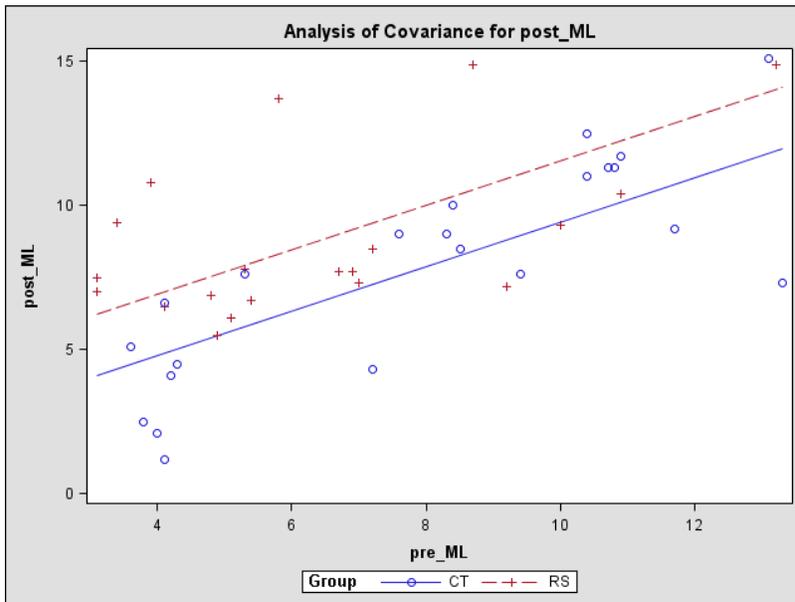


Fig 3. Analysis of covariance of the individual body oscillations in the ML direction, in the pre and posttest stages, assessed measuring the maximal displacement of the pressure center (F-Scan/F-Mat system) in the two groups of children (RS and CT).

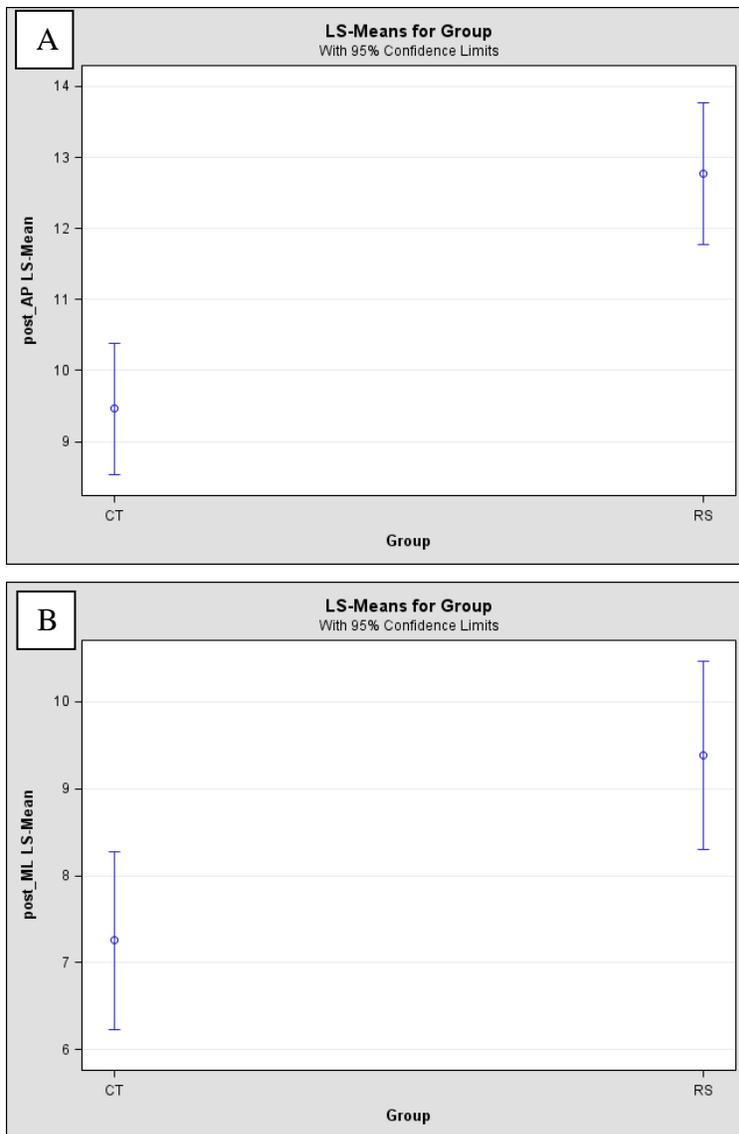


Fig 4. Comparison between the average of the individual measures of the maximal displacement in the AP (A) and ML (B) directions of both groups (RS and CT) in the pre and posttest stage.

Table. Acquisitions pre and post intervention

Pre-intervention classification and post-intervention acquisitions of two CT children (number 6 and 7) and five RS children (number 1,2,3,4 and 5) that changed level on the GMFCS after the therapeutic intervention .

<b>Children</b>	<b>Age</b>	<b>Pre intervention</b>	<b>Post intervention</b>
1	5 years	Level III: He needed pelvic support to sit down and to release his hands, and used a walker for short distances	Level II: He began to sit with his hands free, moving from sitting to standing position using his arms; was able to walk with the help of a walker around the house and yard.
2	5 years	Level V: He was unable to sit down and was totally dependent for his locomotion	Level IV: He began to sit without support and was able to move around using a walker with some adjustments.
3	8 years	Level IV: He walked with the help of a walker for short distances having difficulties in making turns and with obstacles	Level III: Started to use Canadian crutches and improved the functionality of his upper limbs and hand being able to manipulate objects and writing
4	7 years	Level III: Walked with the help of Canadian crutches	Level II: Started independent gait training and was able to walk without help for short distances
5	9 years	Level V: He needed the help of adaptations to be able to sit down sit	Level IV: He was able to sit independently and started using the walker with adaptations.
6	10 years	Level IV: He walked with the help of a walker for short distances having difficulties in making turns and with obstacles	Level III: He was able to walk using Canadian crutches for short distances and learned to propel his wheelchair without help for longer distances.
7	6 years	Level III: Walked with the help of Canadian crutches	Level II: Started independent gait training and was able to walk without help for short distances.

---

CT: conventional physical therapy; RS: riding simulator; GMFCS: gross motor function classification system