

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

# **Influência da Manipulação de Fatores Extrínsecos no Controle da Postura Sentada em Crianças com Paralisia Cerebral**

---

Carolina Souza Neves da Costa

**Agosto 2015**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE

**INFLUÊNCIA DA MANIPULAÇÃO DE FATORES  
EXTRÍNSECOS NO CONTROLE DA POSTURA SENTADA EM  
CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL**

Aluno (a): Carolina Souza Neves da Costa

Orientador (a): Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Fisioterapia, área de concentração: Processos de Avaliação e Intervenção em Fisioterapia.

**Apoio Financeiro: Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo –  
2012/01252-0**

São Carlos

2015

Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da Biblioteca Comunitária UFSCar  
Processamento Técnico  
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

C837i Costa, Carolina Souza Neves da  
Influência da manipulação de fatores extrínsecos no controle da postura sentada em crianças com paralisia cerebral / Carolina Souza Neves da Costa. -- São Carlos : UFSCar, 2016.  
232 p.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2015.

1. Controle postural. 2. Manipulação sensorial. 3. Tronco. 4. Órtese. 5. Suit Therapy. I. Título.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Centro de Ciências Biológicas e da Saúde  
Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia

---

Folha de Aprovação

---

Assinaturas dos membros da comissão examinadora que avaliou e aprovou a Defesa de Tese de Doutorado da candidata Carolina Souza Neves da Costa, realizada em 30/07/2015:

---

Profa. Dra. Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha  
UFSCar

---

Profa. Dra. Claudia Santos Oliveira  
UNINOVE

---

Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira  
USP

---

Profa. Dra. Ana Carolina de Campos  
UFSCar

---

Profa. Dra. Daniela Godoi Jacomassi  
UFSCar





Esta tese de doutorado é dedicada ao meu esposo  
e amado *Marcos*.

## **Agradecimentos**

A Deus, o único pelo qual abnego, sacrificio e vivo todas as Tuas vontades. O meu coração fez muitos planos, mas só Ele sempre soube tudo o que aconteceria no tempo exato, da maneira certa, dentro dos teus propósitos.

À minha mãe, que é meu pai, minha família, minha amiga, meu apoio em todos os momentos. Quem sempre acreditou e investiu em mim, sem medir forças e sacrifícios para isso. Obrigada mãe, minha leoa. A você, toda a minha admiração.

Ao meu marido Marcos, meu amor, cozinheiro, massagista, motorista, sempre sendo fiel e carinhoso para comigo! Obrigada pela paciência dos dias distantes, pelo tempo gasto ao meu lado quando estava escrevendo e estudando, pelas noites de cinema que eu não pude ir. Obrigada por tudo! Você é muito mais do que eu poderia esperar!

À toda família “Neves”. Como é bom ter pessoas que sabemos que irão permanecer ao nosso lado sempre, não importando as circunstâncias. Um carinho especial a minha vó, pelas incansáveis orações ao meu favor.

Aos meus amigos de São Carlos e Bebedouro, minha irmã Lívia e pela família que me adotou Marcos, Leonardo, Priscila, Ângela e tia Fátima. Aos amigos de BH, que mesmo de longe, tão presentes nas minhas agonias e conquistas. Amo muito vocês!!!

À orientadora Nelci Adriana, pelas inúmeras correções de conteúdos e todos os conhecimentos passados nesses 10 anos. Que Deus abençoe muito você, o Maurício, o Felipe e o Giovanni.

Às orientadoras do meu estágio nos Estados Unidos, Sandra Saavedra e Marjorie Wollacott, por me ensinarem tanta coisa em tão pouco tempo. Obrigada, o que eu aprendi com vocês me tornou uma profissional muito melhor.

Ao LADI, pelas companhias, risadas, pelos momentos de sugestões metodológicas. Em especial a Rafaela, amiga você mora no meu coração. De tudo isso a nossa amizade foi um dos meus melhores presentes! Você, vou levar para vida toda! Obrigada pelo seu apoio técnico e por ser a melhor secretária executiva de todos os tempos. Sabe que quando eu tiver dinheiro vou te contratar. Obrigada Lívia e Joice, sem vocês esse trabalho nunca sairia do papel. Vocês são muito competentes, nunca se esqueçam disso! Obrigada Adrianinha, por ser a melhor co-autora de trabalhos, e de artigos sobre a vida, obrigada por sua amizade e lealdade. Sei que essa etapa é só um começo de todas nossas parcerias que irão vir! Você é muito especial para mim! Te desejo o melhor sempre! Vanessa, Mariana, Carol Corsi obrigada pelo carinho de vocês, pelos ouvidos de desabafo e pelas tardes de risadas.

Aos professores da banca presente, por aceitarem participar da banca de defesa desta tese de doutorado, obrigada pela disponibilidade em corrigir e pelas valiosas contribuições.

À Fapesp, pelo apoio financeiro sempre e à empresa *Pediasuit*® que nos emprestou uma veste para o estudo.

Às mães, pais, avós e tios de cada criança avaliada nesse estudo. Muito obrigada por aceitarem participar e perseverar nesse projeto. Conviver com cada um de vocês tornou-me uma pessoa melhor e me fez valorizar ainda mais a simplicidade da vida. Sem o esforço de vocês, esse trabalho não teria sido conduzido.

## RESUMO

O objetivo do presente estudo é investigar os efeitos de fatores extrínsecos no controle da postura sentada em crianças com paralisia Cerebral (PC). Para a melhor discussão dos resultados, dividimos o projeto em 4 estudos. O **estudo 1** objetivou descrever sistematicamente as principais características atípicas da postura sentada, os procedimentos metodológicos utilizados, os fatores que influenciam e os principais resultados de protocolos de intervenção no controle da postura sentada em crianças com PC. Evidenciou-se, assim, uma escassez de estudos que investigaram o efeito da manipulação sensorial no controle da postura sentada em crianças com PC. De fato, pouco se conhece sobre como as crianças com PC se adaptam às diferentes informações sensoriais com intuito de manter a orientação postural e a estabilidade. Essa lacuna na literatura incitou a realização de um **estudo 2**, o qual objetivou comparar o controle da postura sentada entre crianças típicas e de diferentes níveis de GMFCS (*Gross Motor Functional Classification System*) sob diferentes condições de manipulação sensorial. Para isto, 35 crianças típicas e 36 crianças com PC em níveis de GMFCS I (10), II (8), III (10) e IV (8) foram avaliadas. Eletrodos de eletromiografia foram colocados adequadamente nos músculos eretores espinhais torácicos, lombares e flexores abdominais em ambos os lados. Assim, as crianças foram posicionadas sentadas sobre a plataforma de força. Randomicamente, foram realizadas três coletas de 20 segundos com a criança de olhos abertos (EA) com um período de descanso de 60 segundos entre cada uma delas. Em seguida, foram utilizadas as condições de manipulação sensorial superfície estável olhos fechados (EF), superfície instável, olhos abertos (IA), superfície instável, olhos fechados (IF). As variáveis advindas da análise cinética foram amplitudes anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML), velocidades AP e ML, área de oscilação do CoP. As variáveis advindas da análise eletromiográfica foram ativação muscular (*root-mean square* - RMS) e índice de simetria. Concluiu-se, assim, que em todos os níveis severidade e mobilidade foram capazes de se adaptar à todas as condições de manipulação sensorial na postura sentada. Porém, crianças mais severas parecem ativar excessivamente e de maneira mais assimétrica músculos extensores e flexores de tronco quando submetidas às condições de superfície instável, evidenciando dificuldades no processo de ajuste e organização multissensorial. O **estudo 3** objetivou verificar como a órtese *Pediasuit* influencia na capacidade de adaptação no controle da postura sentada de crianças com PC em diferentes níveis de GMFCS; utilizando assim diferentes condições sensoriais, comparando-as com crianças típicas. Para isto, os mesmos procedimentos do estudo 2 foram utilizados e todas as condições sensoriais foram comparadas sem e com o órtese *Pediasuit*. As variáveis não-lineares entropia AP, entropia ML, correlação dimensional (COD) AP e ML foram acrescidas. Nesse sentido, abordou-se os benefícios da órtese no controle da postura sentada para todos os grupos GMFCS, evidenciados tanto pela diminuição da variabilidade na oscilação do CoP, como também pela melhora da qualidade da trajetória o CoP, refletida pelo aumento da complexidade e do número de dimensões utilizadas. O **estudo 4** objetivou avaliar o efeito das restrições biomecânicas sobre o controle de cabeça em crianças típicas e com PC. Foram utilizados métodos sistemáticos para diferenciar os efeitos da restrição biomecânica em regiões específicas do tronco. Assim, 4 níveis de suporte externo de tronco foram avaliados (axilar, torácico médio, cintura, e quadril- apenas com o cinto pélvico). Para isto, os mesmos dados referentes ao estudo de Saavedra et al. (2015), porém com o uso das medidas não-lineares de complexidade, predictabilidade, graus de liberdade ou dimensionalidade (COD) para ambas as direções AP e ML. O efeito do suporte de tronco se diferenciou de acordo com o nível de controle segmentar de tronco. O suporte axilar ou torácico médio permitiu aos lactentes mais imaturos e às crianças com PC nível de GMFCS V maior complexidade e menor predictabilidade dos movimentos de cabeça. Em contrapartida, as crianças do grupo GMFCS IV apresentaram maior complexidade e menor predictabilidade quando o suporte foi pélvico, ou seja, bem abaixo do nível de controle segmentar dessas crianças; demonstrando que os fatores testados influenciam a organização e a estrutura dos movimentos de cabeça dessas crianças com PC de maneira única.

Palavras-chaves: controle postural, manipulação sensorial, tronco, órtese, *Suit Therapy*.



## ABSTRACT

The general objective is to investigate the manipulation of extrinsic factors on sitting postural control in children with Cerebral Palsy (CP). For better understanding we divided this thesis in 4 studies. **Study 1** aims to systematically review studies evaluating sitting postural control in children with CP. We intend to describe the characteristics of sitting postural control, the methodological procedures used for analysis, and factors that influence it, and the main results of intervention protocols for sitting postural control in children with CP. In context of extrinsic factors studied, little is known about how children with CP use and integrate sensory information into motor activity in order to maintain postural orientation and stability. This gap in the literature guides the study 2. For that, in the **Study 2**, we investigate and compare sitting postural control under challenging visual and somatosensory inputs between typical children and children with CP with a Gross Motor Functional Classification System (GMFCS) levels I-IV. For that, 35 typical children and 36 children with spastic CP with GMFCS levels I (10), II (8), III (10) e IV (8) were recruited. Eletrocmioghapy electrodes were placed billaterally properly on thoracal extensors, lumbar extensors and rectus abdominais. The children were asked to sit without back and foot support on a force plate (100Hz) placed on a bench. Participants' hands are on their laps, and they fixated on a target located 1-m in front of them at eye level. To challenge somatosensory inputs, children sat on 30Kg/m<sup>3</sup> (50x50cm) foam that was placed atop the force plate. Four randomized quiet sitting conditions namely eyes opened (EA), eyes closed (EF), foam surface and eyes opened (IA) and foam surface and eyes closed (IF). Each condition was maintained for 20 seconds for three times. There was a rest period of 30-50 seconds between each trial. The measures from force plate chosen were range displacement or amplitude for anterior-posterior (AP) and medial-lateral (ML) directions, AP and ML velocity and area of Center of Pressure (CoP). EMG variables were muscles activitiy (*root-mean square* - RMS) and muscle symmetry. When exposed to changes on somatosensory information added to eyes closed, children with CP GMFCS level III and IV present increased extensor muscles activity and musces asymmetry, reflecting their inability to reweight sensory information and increased dependence on somatosensory information for maintaining sitting balance when compared to typical children. In the **Study 3**, we investigate the immediate effects of wearing the suit on sitting posture in different sensory conditions in children with CP, comparing to typical children. For that, we used the same experimental protocol from study 2 and each condition was done with and without wearing an orthotic suit Pediasuit with bungee set up, individualized for each child. Nonlinear measures of CoP variability were added and analyzed by AP and ML approximate entropy (ApEn) and AP and ML Correlation Dimensional (CoD). Suit affects the control of sitting posture in children with CP with different GMFCS levels, decreasing amount of variability, but improves complexity and dimensionaty of degrees-of-freedom, especially in conditions demanding sensory adaptability. The objective of **Study 4** was to compare the effect of biomechanical constraints (trunk support) on neural control of head stability during development of trunk control. We used an adjustable external support to isolate and differentiate the effects of biomechanical constraint on specific regions of the trunk. The posterior support was raised or lowered to allow evaluation of four different trunk segments: axillae support, mid-thoracic, waist support and hip support. Data from a previous cross-sectional study and longitudinal study of Saavedra et al. (2015) were used. However, we apply nonlinear measures (complexity –ApEN; dimesionality or CoD; predictability –LyE) specifically to head stability. The effect of external support varies depending on the child's level of control and diagnostic status. Children with GMFCS V and young TD infants had better outcomes with external support, but external support was not enough to completely correct for influence of CP. Surprisingly, GMFCS IV responded with better outcomes below the level where trunk control was lost, suggesting that they used different compensatory strategies.

Keywords: postural control, sensory manipulation, trunk, orthosis, suit therapy

## Sumário

CONTEXTUALIZAÇÃO.....	12
ESTUDO 1.....	20
<b>1. Introdução</b> .....	21
<b>2. Métodos</b> .....	22
2.1. Identificação e Seleção dos estudos .....	22
2.2. Extração de Dados e Análise.....	24
<b>4. Resultados</b> .....	25
<b>4. Discussão</b> .....	32
<b>5. Conclusão</b> .....	58
ESTUDO 2.....	60
<b>1. Introdução</b> .....	61
<b>2. Métodos</b> .....	64
2.1. Participantes .....	64
2.2. Procedimentos gerais e Equipamentos Utilizados .....	67
2.3. Realização dos Experimentos .....	68
Variáveis Dependentes da Avaliação do Controle Postural .....	71
Análise da plataforma de força .....	71
Análise de eletromiografia .....	72
2.4. Análise Estatística.....	74
<b>3. Resultados</b> .....	75
3.1. Variáveis de Controle por meio das variáveis do CoP.....	75
3.2. Atividade muscular por meio da eletromiografia.....	78
<b>4. Discussão</b> .....	81
Variáveis do CoP, Ativação muscular e os diferentes níveis de severidade na criança com PC.....	81
CoP e Ativação muscular nas diferentes condições de manipulação sensorial na criança.....	84
<b>5. Conclusão</b> .....	87
ESTUDO 3.....	89
<b>1. Introdução</b> .....	90
<b>2. Métodos</b> .....	94
2.1. Participantes .....	94
2.2. Procedimentos gerais e Equipamentos Utilizados .....	94
2.3. Realização dos Experimentos .....	94

2.3.1. Descrição de colocação da órtese Pediasuit .....	95
Variáveis Dependentes da Avaliação do Controle Postural .....	97
Análise da plataforma de força .....	97
Análise de eletromiografia .....	98
2.4. Análise Estatística .....	98
<b>3. Resultados</b> .....	98
3.1. Variáveis de Controle Postural por meio das variáveis do CoP .....	98
<i>Variáveis Não-lineares</i> .....	103
3.2. Variáveis de ativação muscular .....	106
<b>4. Discussão</b> .....	108
<b>5. Conclusão</b> .....	114
ESTUDO 4.....	116
<b>1. Introdução</b> .....	117
<b>2. Métodos</b> .....	121
2.1. Participantes .....	121
2.2. Coleta de Dados .....	121
2.3. Redução e Análise de Dados .....	122
<i>Análise de Surrogate</i> .....	123
<i>Número de dimensões incorporadas e intervalo de tempo</i> .....	124
<i>Medidas não-lineares</i> .....	124
2.4. Análise Estatística .....	125
<b>3. Resultados</b> .....	126
3.1. Entropia Aproximada .....	126
3.2. Expoente de Lyapunov .....	128
3.3. Correlação Dimensional .....	129
<b>4. Discussão</b> .....	130
<i>Controle dos movimentos de cabeça entre lactentes típicos e crianças com PC segundo as variáveis não-lineares</i> .....	131
<i>Efeito dos diferentes níveis de suporte externo de tronco entre lactentes típicos e crianças com PC</i> .....	132
<b>5. Conclusões e Limitações</b> .....	139
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	141



## Lista de Figuras

FIGURA 1: FLUXOGRAMA DE BUSCA DO PROCESSO DE SELEÇÃO DOS ESTUDOS INCLUÍDOS NA REVISÃO .....	23
FIGURA 2: RESUMO DAS CARACTERÍSTICAS E FATORES INFLUENCIADORES DO OCNTROLE DA POSTURA SENTADA EM LACTENTES SOB RISCO E CRIANÇAS COM PC.....	55
FIGURA 3: REPRESENTAÇÃO DAS CONDIÇÕES DE MANIPULAÇÃO SENSORIAL. A. ESTÁVEL COM OLHOS ABERTOS; B. E FECHADOS; C. INSTÁVEL COM OLHOS ABERTOS. TESTE DE LIMITE DE ESTABILIDADE COM DESLOCAMENTO MÁXIMO ANTERIOR (D), POSTERIOR (E), LATERAL DIREITA (F) E LATERAL ESQUERDA (G).....	69
FIGURA 4: REPRESENTAÇÃO DA SUBTRAÇÃO DO ARTEFATO ECG SEGUNDO AMINIAN ET AL. (1988) NO MÚSCULO RETO ABDOMINAL DIREITO.. ..	73
FIGURA 5: A. AMPLITUDE ÂNTERO-POSTERIOR; B. AMPLITUDE MÉDIO-LATERAL; C. ÁREA DE OSCILAÇÃO DO COP; D. VELOCIDADE MÉDIA NAS DIFERENTES CONDIÇÕES ENTRE GRUPOS (TÍPICAS E COM PC NÍVEL DE GMFCS I, II, III E IV).....	76
FIGURA 6: A. MEDIANA DOS VALORES A. RMS DE ERETORES ESPINHAIS TORÁDICOS (EST); B. ÍNDICE DE SIMETRIA (SI) PARA EST; C. RMS DE ERETORES ESPINHAIS LOMBARES (ESL); D. SI PARA ELS; E. RMS DE RETO ABDOMINAIS (RA); F. SI PARA RA MÉDIA NAS DIFERENTES CONDIÇÕES ENTRE GRUPOS (TÍPICAS E COM PC NÍVEL DE GMFCS I, II, III E IV). .....	79
FIGURA 7: PROTOCOLO DE COLOCAÇÃO DO PEDIASUIT. A. VISTA ANTERIOR; B. VISTA POSTERIOR, C. COLOCAÇÃO DOS ELÁSTICOS EM PERNA E PÉ ANTERIOR E D. POSTERIOR.....	96
FIGURA 8: A. AMPLITUDE ÂNTERO-POSTERIOR (AMPL_AP); B. AMPLITUDE MÉDIOLATERAL (AMPL_ML) NAS DIFERENTES CONDIÇÕES EM CRIANÇAS TÍPICAS E COM PC, SEM E COM A UTILIZAÇÃO DO SUIT.....	99
FIGURA 8: . C. VELOCIDADE ÂNTERO-POSTERIOR (VEL_AP); D. VELOCIDADE MÉDIOLATERAL (VEL_ML) NAS DIFERENTES CONDIÇÕES EM CRIANÇAS TÍPICAS E COM PC, SEM E COM A UTILIZAÇÃO DO SUIT. ....	100
FIGURA 8: E. ÁREA DE OSCILAÇÃO DO CoP; F. FREQUENCIA A 80% NAS DIFERENTES CONDIÇÕES EM CRIANÇAS TÍPICAS E COM PC, SEM E COM A UTILIZAÇÃO DO SUIT. ....	101
FIGURA 9: A. MEDIA DOS VALORES A. ENTROPIA APROXIMADA ÂNTERO-POSTERIOR (APEN_AP); B. ENTROPIA APROXIMADA MÉDIO-LATERAL (APEN_ML).....	104

FIGURA 9: C. DIMENSÃO CORRELACIONAL ÂNTERO-POSTERIOR (COD_AP); D. DIMENSÃO CORRELACIONAL MÉDIO-LATERAL (COD_ML).....	105
FIGURA 10: A. MEDIANA DOS VALORES A. RMS DE ERETORES ESPINHAIS TORÁCICOS (EST); B. RMS DE ERETORES ESPINHAIS LOMBARES (ESL); C. RMS DE RETO ABDOMINAIS (RA). .....	107
FIGURA 11: SISTEMA MECÂNICO REPRESENTANDO O TRONCO INCLUINDO O CONTROLE INTRÍNSECO SEGMENTAR E RESTRIÇÕES BIOMECÂNICAS, AS QUAIS INFLUENCIAM A TRAJETÓRIA DE CABEÇA.. .....	119
FIGURA 12: ENTROPIA APROXIMADA AO LONGO DOS EIXOS AP E ML NAS CONDIÇÕES DE SUPORTE AXILAR (L1), TORÁCICA MÉDIA (L2), CINTURA (L3) E PÉLVICO (L4) EM CRIANÇAS COM PC (GMFCS IV E V) E LACTENTES 3 MESES OU MAIS (TD-3), 2 (TD- 2) OU 1 MÊS (TD-1) ANTES E 1 MÊS DEPOIS (TD+1) DO SENTAR INDEPENDENTE....	127
FIGURA 13: EXPOENTE DE LYAPUNOV AO LONGO DOS EIXOS AP E ML NAS CONDIÇÕES DE SUPORTE AXILAR (L1), TORÁCICA MÉDIA (L2), CINTURA (L3) E PÉLVICO (L4) EM CRIANÇAS COM PC (GMFCS IV E V) E LACTENTES 3 MESES OU MAIS (TD-3), 2 (TD- 2) OU 1 MÊS (TD-1) ANTES E 1 MÊS DEPOIS (TD+1) DO SENTAR INDEPENDENTE DEFINIDA COMO A CAPACIDADE DE SE MANTER SENTADO POR 60 SEGUNDOS OU MAIS.. .....	128
FIGURA 14: CORRELAÇÃO DIMENSIONAL AO LONGO DOS EIXOS AP E ML NAS CONDIÇÕES DE SUPORTE AXILAR (L1), TORÁCICA MÉDIA (L2), CINTURA (L3) E PÉLVICO (L4) EM CRIANÇAS COM PC (GMFCS IV E V) E LACTENTES 3 MESES OU MAIS (TD-3), 2 (TD- 2) OU 1 MÊS (TD-1) ANTES E 1 MÊS DEPOIS (TD+1) DO SENTAR INDEPENDENTE....	129

## Lista de Tabelas

TABELA 1: DESCRIÇÃO DE CARACTERÍSTICAS DOS SUJEITOS .....	27
TABELA 2: ASPECTOS METODOLÓGICOS E PROCEDIMENTOS .....	35
TABELA 3: FATORES TESTADOS INFLUENCIADORES DA POSTURA SENTADA ESCRITURA DE CARACTERÍSTICAS DOS SUJEITOS.....	44
TABELA 4: AVALIAÇÃO DA QUALIDADE .....	56
TABELA 5: DADOS GERAIS DE CADA CRIANÇA AVALIADA.....	66

## Lista de Apêndices e Anexos

APÊNDICE 1: <i>SURFACE ELECTROMYOGRAPHY OF TRUNK MUSCLES IN CHILDREN: A REVIEW</i> <i>STUDY OF ELECTRODE PLACEMENT</i> .....	193
APÊNDICE 2: MEDIDAS DE REFERÊNCIA DE POSICIONAMENTO DE ELETRODOS PARA A DETECÇÃO DO SINAL ELETROMIOGRÁFICO DE TRONCO EM CRIANÇAS .....	211
ANEXO 1: COMO IDENTIFICAR E INTERPRETAR A VARIABILIDADE NO DESENVOLVIMENTO MOTOR INFANTIL? .....	231
ANEXO 2: <i>QUALITY AND STRUCTURE OF VARIABILITY IN CHILDREN DURING MOTOR DEVELOPMENT: A</i> <i>SYSTEMATIC REVIEW</i> .....	232





## CONTEXTUALIZAÇÃO

Sabe-se que o desenvolvimento do controle da postura sentada é crucial para atingir apropriada qualidade nas atividades funcionais ao longo da vida da criança. Tal controle é o que garante adequado posicionamento do corpo no espaço, mantendo estabilidade e alinhamento corporal a partir da manutenção da projeção do centro de gravidade dentro dos limites da base de suporte (Chen, Metcalfe, Chang, Jeka, & Clark, 2008; de Graaf-Peters et al., 2007). Esse controle da postura ereta nunca se mantém estacionária, contudo consiste em uma série de pequenas flutuações e oscilações do centro de gravidade, as quais se modificam harmoniosamente de acordo com os fatores intrínsecos do indivíduo e com os fatores extrínsecos ligados à gravidade e à demanda da tarefa.

Em relação às características intrínsecas do indivíduo, o controle postural depende do adequado funcionamento dos sistemas sensoriais e motor que atuam em conjunto para obter um movimento acurado. Os estímulos sensoriais são captados de maneira sobreposta e muitas vezes redundante pelos sistemas visual, vestibular e somatossensorial (incluindo receptores articulares e tendinosos, fusos musculares e receptores cutâneos de toque e pressão). Esses sistemas são integrados com intuito de captar as informações sobre a posição e movimento dos segmentos corporais, bem como, informações do ambiente, proporcionando um adequado recrutamento muscular e controle do movimento e da postura (Peterka, 2002; Nashner, Shumway-Cook, & Marin, 1983; Keshner, Cromwell, & Peterson, 1995; Maurer, Mergner, & Peterka, 2006).

Manter-se sentado é uma atividade frequentemente de baixa demanda biomecânica e é considerada simples para os indivíduos típicos. A criança típica leva cerca de 6-8 meses para atingir essa estabilidade. A incapacidade de manter o corpo de maneira estável o suficiente para ler, comer ou alcançar um objeto ou mesmo para um contato visual com outra pessoa é quase inimaginável para a maioria das pessoas. No

entanto, essa é uma das dificuldades diárias de crianças com Paralisia Cerebral (PC) grave.

A PC é a causa mais comum de deficiência motora em crianças, com incidências de 2 a 2,5/1000 nascidos vivos (Cans et al., 2004, Odding, Roebroek, & Stam, 2006). PC é um termo abrangente de um grupo heterogêneo de déficits motores que ocorrem durante os primeiros anos de vida e é definida como lesões não progressivas do cérebro imaturo, as quais afetam o desenvolvimento do movimento e da postura. Variabilidade dentro dessa população resulta da extensão e da localização da lesão cerebral, o tempo de aquisição da lesão, e a experiência de vida da criança (Bax et al., 2005).

Com intuito de compreender os fatores intrínsecos e extrínsecos envolvidos no controle da postura sentada na criança com PC, surgiu o interesse no desenvolvimento do estudo 1. O primeiro estudo intitula-se *O que sabemos sobre o Controle da Postura Sentada em Crianças com Paralisia Cerebral? Uma Revisão Sistemática*. Essa revisão objetiva descrever sistematicamente as principais características atípicas da postura sentada, os procedimentos metodológicos utilizados para a análise, os fatores que influenciam e os principais resultados de protocolos de intervenção no controle da postura sentada em crianças com PC. Além disso, pretende-se identificar lacunas na literatura e sugerir recomendações para futuras pesquisas. Evidenciou-se, assim, uma escassez de estudos que investigaram o efeito da manipulação sensorial no controle da postura sentada em crianças com PC. De fato, pouco se conhece sobre como as crianças com PC se adaptam às diferentes informações sensoriais com intuito de manter a orientação postural e a estabilidade.

Diante da importância dos sistemas sensoriais para o adequado controle postural, essa lacuna na literatura incitou a realização do estudo 2 intitulado *Efeito da Manipulação Sensorial no Controle da Postura Sentada em Crianças com Paralisia*

**Cerebral.** O objetivo desse estudo é verificar a influência da informação somatossensorial associada a visão no controle da postura sentada em crianças típicas e com PC com diferentes níveis de funcionalidade (GMFCS I-IV), utilizando assim as condições randomizadas com olhos abertos, fechados em superfícies estável e instável.

Essa dificuldade de adaptar e controlar a postura sentada em crianças com PC pode ser atribuída a vários fatores como alteração supraespinal, déficits no controle do tônus e da ativação neuromuscular, alterações de captação e processamento sensorial; contribuindo assim, para o desalinhamento biomecânico, alteração das propriedades elásticas dos músculos, respostas musculares estereotipadas e pobremente organizadas, com aumento da coativação agonista-antagonista e restrição de movimentos (van der Heide & Hadders-Algra, 2005; Woollacott & Shumway-Cook, 2005; Prosser, Lee, Barbe, VanSant, & Lauer, 2010).

É importante salientar que a coluna vertebral é uma estrutura mecanicamente instável que exige a ativação muscular constante para assumir e manter a posição vertical. A coordenação muscular envolve recrutamento muscular e respostas automáticas (Howarth, Allison, Grenier, Cholewicki, & McGill, 2004; Panjabi, 2003). Os padrões de recrutamento devem mudar continuamente dependendo das informações sensoriais captadas, do alinhamento postural e da tarefa (Stokes & Gardner-Morse, 2001; Gardner-morse & Stokes, 2001; Hodges, Gurfinkel, Brumagne, Smith, & Cordo, 2002). O equilíbrio do chamado *stiffness* ou rigidez produzida pelo sistema de controle motor é crucial; qualquer músculo com inadequada amplitude ou tempo de ativação pode produzir instabilidade. Rigidez insuficiente torna a coluna instável, e muita rigidez e co-ativação, por outro lado, impõe forças excessivas sobre as articulações e limita o movimento (Gardner-morse & Stokes, 2001). Esses desequilíbrios musculares relacionados aos déficits no controle e alinhamento do tronco podem levar a contraturas, relativa

flexibilidade em articulações adjacentes e tensão ligamentar em outras (Cusick & Stuberg, 1992). Segundo Sahrman (2010), o uso crônico de alguns músculos, alongamento e o tensionamento exacerbado de outros músculos modificam a relação comprimento e tensão, alterando os fatores neurais e somatossensoriais desses músculos.

Assim, o trabalho de adequação do alinhamento biomecânico associado à adição de informações sensoriais pode melhorar o controle de recrutamento muscular pela modificação do comprimento-tensão dos músculos, oferecendo uma estratégia motora alternativa com adequada descarga de peso (Cusick & Stuberg, 1992). Essa adequação do alinhamento biomecânico pode ser conseguido por meio da utilização de dispositivos auxiliares e órteses (Autti-Rämö, Suoranta, Anttila, Malmivaara, & Mäkelä, 2006). De acordo com Butler, Thompson, & Major (1992) e Major, Johnson, & Butler (2001), aprendizagem e manutenção de movimento controlado advindo de mudanças no alinhamento biomecânico apenas se perpetuam por meio da prática intensa ou por longos períodos de tempo.

Nesse sentido, o método *Suit Therapy* se baseia em um intenso e específico programa de exercícios em único módulo de 80 horas, divididas em 3-4 horas diárias de fisioterapia, realizadas 5 dias por semana para o tratamento de pessoas atingidas com algum tipo de déficit neuromotor ou sensorial. Esse inclui a utilização de uma órtese corporal que favorece o alinhamento biomecânico. A órtese *Pediasuit* é leve e dinâmica que contém uma touca, a veste (composta por um short e um colete), joelheiras e conexões com o tênis. Todos os componentes estão conectados uns aos outros por um sistema de cordas elásticas. O alto custo desse tratamento justifica-se não somente pela alta carga horária como também pela exigência de uma órtese corporal para cada criança. Além de terapeutas, há uma parcela de pais que pretende que os filhos utilizem essas órteses ao longo das atividades de vida diária.

Atualmente, no Brasil, há aproximadamente 70 unidades da Associação de Pais e Amigos dos Excepcionais (APAE) que instalaram o método *Suit Therapy (Peditasuit)* (Informação coletada pessoalmente com a empresa *Peditasuit®*), ou seja, financiadas pelo governo e de acesso gratuito à população. Além disso, no último dia 09 de fevereiro de 2015, o Tribunal de Justiça determinou que o governo do estado do Paraná financiasse o tratamento de fisioterapia com o método em uma clínica privada, abrindo assim precedentes para futuras liminares (Ministério Público do Paraná). Diante do alto custo gerado pela órtese, o potencial acesso social que o método tem atingido, bem como, a ausência de estudos que comprovem o efeito do uso da órtese *Peditasuit*, o terceiro estudo intitula-se ***Efeito Imediato do Peditasuit na Adaptabilidade da Postura Sentada em Crianças com Paralisia Cerebral: Estabilidade, Complexidade e Ativação muscular.*** Objetiva-se investigar os efeitos imediatos da utilização do *Peditasuit* no controle da postura sentada, em crianças com PC de níveis de I a IV de GMFCS. Além disso, verificar se a órtese *Peditasuit* influencia na capacidade de adaptação à manipulação sensorial no controle da postura sentada de crianças com PC; utilizando assim as condições olhos abertos e fechados (vendados) nas superfícies instável e estável.

Os dois estudos experimentais anteriormente descritos foram aplicados em crianças com PC que detinham o sentar sem apoio, critério necessário para a utilização da plataforma de força como instrumento de medida global do controle postural. Esses estudos consideram a avaliação do tronco como um único segmento rígido, por meio da avaliação do CoP. Por outro lado, sabe-se que o controle da coluna é mais complexo com a presença de múltiplos segmentos (cervical, torácica superior, torácica média, torácica inferior, lombar e etc.). Em adultos e crianças típicas, o controle de múltiplos segmentos do tronco é tão bem orquestrado que tanto o modelo de segmento único ou de múltiplos segmentos se tornariam aplicáveis. No entanto, sabe-se que esse controle de

multissegmentos é adquirido na direção crânio-caudal. Assim, no primeiro mês de vida o lactente começa a adquirir o controle cervical, enquanto que no oitavo mês, o lactente apresenta controle da região lombar baixa. Em crianças com PC, especificadamente aquelas que não possuem o sentar independente esse controle de todos os segmentos do tronco não foi adquirido, e é comum a criança com PC apresentar deficiências em segmentos específicos. Portanto seria interessante mensurar a influência do controle desses múltiplos segmentos do tronco nessas crianças.

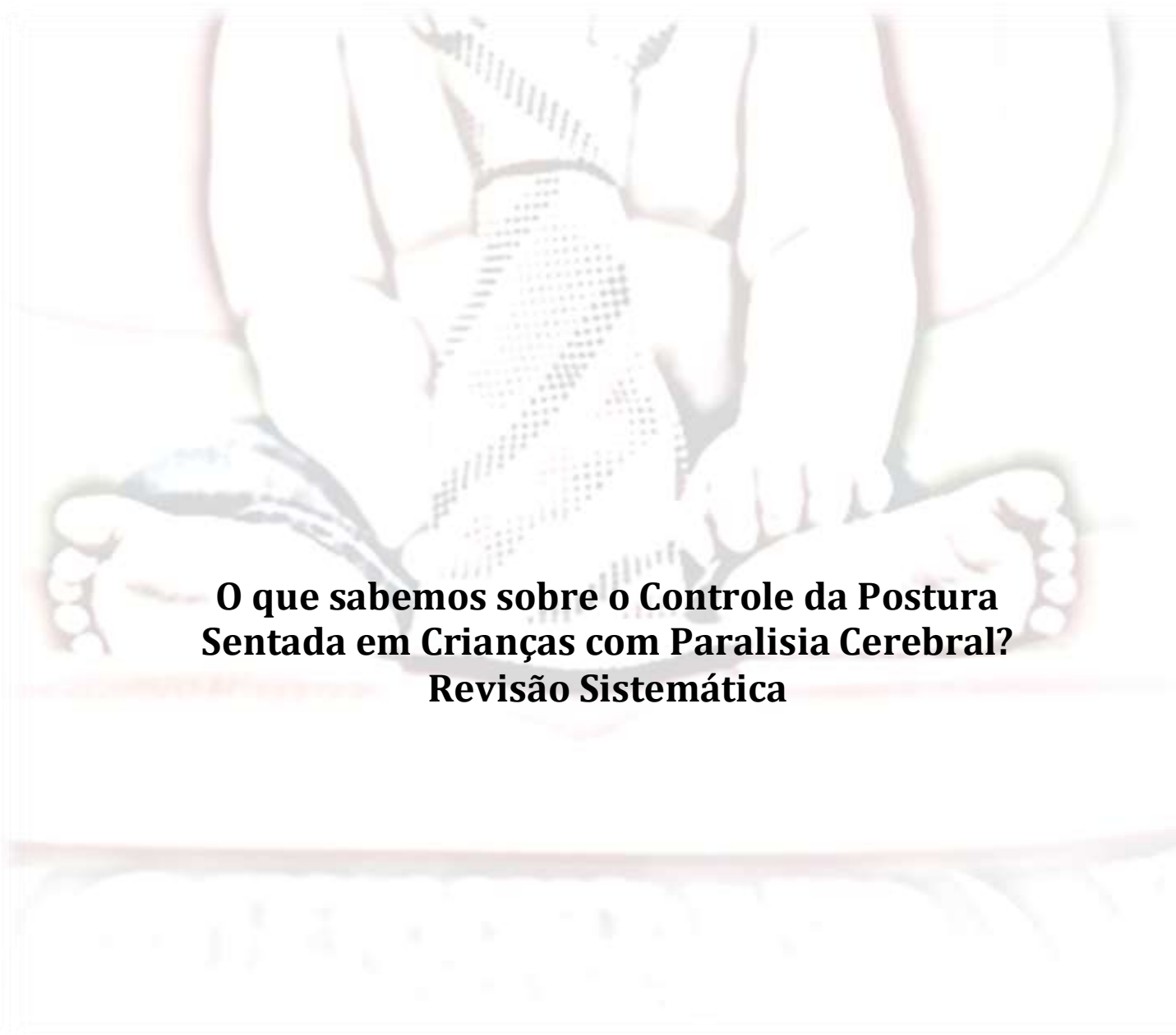
Cerca de 30% da população de crianças com PC são incapazes de atingir o sentar independente e frequentemente excluídos da maioria dos estudos com controle postural. Nesses casos, o controle postural não pode ser avaliado por uma medida global como o Centro de Pressão (CoP), este deve ser avaliado por meio de uma medida específica a fim de diferenciar as influências das mudanças intrínsecas da criança, ou seja, ao nível segmentar que a criança possui e do suporte externo de tronco. Diante disso, o último estudo 4 intitula-se *Efeito das Restrições Biomecânicas no Controle de Cabeça em Crianças com Paralisia Cerebral Moderada a Grave*. Foram utilizados métodos sistemáticos para diferenciar os efeitos da restrição biomecânica em regiões específicas do tronco. Contribuições de diferentes segmentos do tronco para o controle de cabeça foram avaliadas por meio de um dispositivo auxiliar, no qual combinava o cinto pélvico e o suporte externo de tronco regulável para diferentes alturas. O dispositivo restringe o movimento abaixo do nível de suporte, permitindo movimentação livre dos segmentos acima do suporte. Assim, quatro níveis de tronco foram avaliados (axilar, torácico médio, cintura, e quadril ou apenas com o cinto pélvico).

Dispositivos auxiliares e órteses têm sido considerados benéficos no processo de reabilitação e durante a execução das atividades de vida diária (Howle, 2002). Porquanto,

é necessário compreender o efeito desses em crianças com PC para admissão de qual seria a órtese mais apropriada.



## ESTUDO 1



**O que sabemos sobre o Controle da Postura Sentada em Crianças com Paralisia Cerebral?  
Revisão Sistemática**

Estudo baseado no artigo *What we know about sitting postural control in children with cerebral palsy: a systematic review*. Submetida à Research Developmental in Disabilities  
Autores: Carolina Souza Neves da Costa; Adriana Neves dos Santos; Livia Pessarelli Visicato; Natasha Toledo Pereira, Sandra L. Saavedra, & Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha.

## **1. Introdução**

A paralisia cerebral (PC) é definida como um grupo de desordens do desenvolvimento do movimento e da postura, que são frequentemente associadas com déficits sensório-motores, cognitivos, deficiências comunicativas, perceptivas e comportamentais, dentre outros distúrbios (Bax, Goldstein & Rosebaum, 2005). Espasticidade, fraqueza e contraturas musculares são fatores importantes associados com o pobre controle postural em crianças com PC (Bax, Tydeman & Flodmark, 2006). Tais crianças possuem dificuldades em manter o equilíbrio na postura em pé visto que a pequena base de suporte impõe altas exigências sobre a sua capacidade de controlar a postura (Bigongiari et al., 2011). Consequentemente, crianças com PC geralmente possuem limitações nas atividades funcionais, permanecendo longos períodos na posição sentada.

No entanto, mesmo na postura sentada, crianças com PC ainda apresentam ineficiente desempenho, desalinhamentos posturais e recrutamento muscular anormal (Liao, Yang, Hsu, Chan & Wei, 2003) com excessiva coativação muscular dos fracos antagonistas (Brogren, Hadders-Algra & Forssberg, 1998;. Liao et al, 2003).

É importante salientar que as disfunções na postura sentada não são atribuídas exclusivamente por alterações dos circuitos supraespinhais devido à lesão cerebral precoce (Myklebust, Gottlieb, Penn & Agarwal, 1982; Leonard, Moritani, Hirschfeld & Forssberg, 1990; Brouwer & Ashby de 1991, Gibbs, Harrison, Stephens & Evans, 1999), mas também pode ser resultado de como crianças solucionam problemas sensório-motores de instabilidade (Brogren et al., 1998, Woollacott et al., 1998). Além disso, disfunções na postura sentada também estão relacionadas com a gravidade do distúrbio motor. Por essa razão, a avaliação do controle postural sentado torna-se importante, porque permite quantificar as alterações e mudanças devido a intervenções em crianças

com comprometimento motor moderado a grave, as quais não podem atingir a postura ortostática.

A mais recente revisão não-sistemática sobre o controle postural sentado foi publicada em 1998 (Brogren et al., 1998) e acredita-se que uma atualização sobre o assunto seja necessária para compreender os fatores envolvidos nesse controle. Porquanto, objetiva-se, assim, revisar sistematicamente os estudos que avaliaram o controle da postura sentada em crianças com PC. Adicionalmente, visa-se descrever as principais características atípicas dessa postura, os procedimentos metodológicos utilizados para a análise, os fatores que influenciam e os principais resultados de protocolos de intervenção no controle da postura sentada em crianças com PC. Pretende-se, ainda, identificar lacunas na literatura e sugerir recomendações para futuras pesquisas.

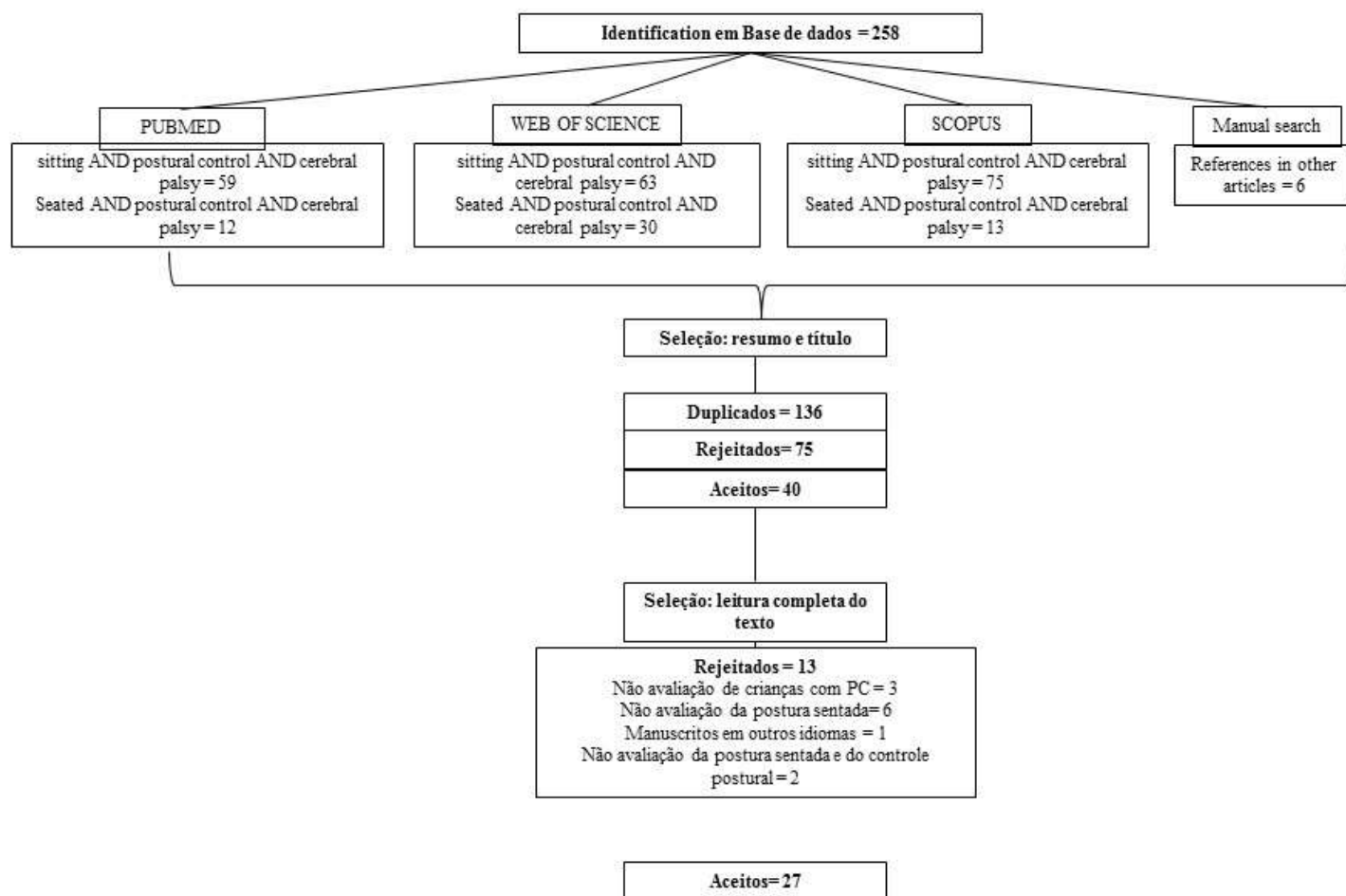
## **2. Métodos**

### **2.1. Identificação e Seleção dos estudos**

As seguintes base de dados foram pesquisadas eletronicamente por um revisor: *PubMed, Web of Science, Lilacs, Scopus e Cochrane*. Somente os estudos publicados entre janeiro de 1991 e março de 2015 foram selecionados. Esse limite foi selecionado baseando-se na melhora drástica da tecnologia para estudos de análise de movimento desde 1990. As seguintes palavras-chave foram utilizadas separadamente e combinadas: *children, sitting; seated, sit; postural control e cerebral palsy*. A literatura foi pesquisada e organizada utilizando-se o software Start 2.0 (Hernandes, Zamboni, Fabbri, & Thommazo, 2012) para selecionar os manuscritos de acordo com critérios de inclusão e exclusão (**Figura 1**).

Os critérios de inclusão para a seleção dos resumos e títulos dos artigos identificados são os seguintes: a) idade dos participantes a partir de 3 meses (tempo de

aquisição de estar com suporte em crianças típicas) até 18 anos de idade, b) análise do controle da postura sentada em crianças com PC; c) manuscritos publicados em Inglês. Relatos de casos, revisões e comentários foram excluídos. Após a leitura completa, a seleção dos artigos incluídos nesta revisão foi finalizada.



**Figura 1:** Fluxograma de busca do processo de seleção dos estudos incluídos na revisão

## 2.2 Extração de Dados e Análise

Os dados dos estudos incluídos foram extraídos de forma descritiva e resumidos de acordo com as características dos participantes; medidas e procedimentos; fatores que influenciam o controle da postura sentada em crianças com PC; e os principais resultados de protocolos de intervenção para o controle postural sentado nessa população. Características dos participantes incluíram grupos (Controle *versus* Experimental), tamanho da amostra, idade, topografia, tônus e classificação funcional. Em termos de medidas e procedimentos, a atividade avaliada e as variáveis extraídas foram incluídas.

Fatores que influenciam o controle da postura sentada em crianças com PC consistem em fatores intrínsecos e extrínsecos. Os fatores intrínsecos referem-se a aspectos físicos dos indivíduos (integridade do sistema nervoso, nível de severidade na função motora) (Clark, 1994), e fatores extrínsecos estão ligados às características extra indivíduo como as condições ambientais e demandas da tarefa (Ulrich, Ulrich, Angulo-Kinzler & Chapman, 1997). É importante ressaltar que as características dos participantes apresentadas na **Tabela 1** podem ser consideradas fatores intrínsecos de acordo com esta definição. No entanto, na **Tabela 3** (Fatores que influenciam o controle da postura sentada), apenas foram incluídos os fatores intrínsecos e extrínsecos estatisticamente testados pelos autores dos estudos.

Utilizou-se, assim, um *checklist* padronizado de avaliação semelhante ao apresentado em revisões sistemáticas anteriores (da Costa, Batistão & Rocha, 2013; Visicato et al, 2015). Esta lista inclui: (1) apresentação dos objetivos do estudo; (2) justificativa para hipóteses de estudo; (3) uso do design apropriado para atender aos objetivos; (4) delineamento dos participantes, (5) os critérios de inclusão propostos pelo estudo; (6) tipo de recrutamento de voluntários; (7) Descrição do tipo de amostragem; (8) aspectos éticos; (9) número de voluntários não participantes ou excluídos do estudo; (10)

cálculo de amostra para seleção de voluntários; (11) descrição das variáveis; (12) A utilização de métodos estatísticos adequados; (13) medidas descritivas de precisão ou variabilidade dos resultados do estudo; (14) validade externa; (15), resultados objetivos claros e (16) limitações. Depois de obter a pontuação total, cada estudo foi classificado por categoria de qualidade. Estudos de boa qualidade foram definidos como aqueles que obtiveram no mínimo 60% da pontuação total (Hooftman, Poppel, Van der Beek, Bongers, & Van Mechelen, 2004)). Para os estudos de intervenção, avaliou-se o nível de evidência com base em *Oxford Centre for Evidence-Based Medicine* (Milne, Donald, e Chambers, 1995) e foi aplicada a escala PEDro para ensaios controlados randomizados (RCT). Esta escala tem 11 itens para avaliação da validade interna, externa e informações estatísticas em RCT. Cada item contribuem com um ponto à pontuação máxima e perfeita de 10 pontos, exceto o item 1 (validade externa) que não entra na pontuação. Escores acima de 5 são considerados de alta qualidade (frequentemente estudos tipo RCT) inserido como categoria 1.

### **3. Resultados**

As informações sobre os bancos de dados, os estudos selecionados e critérios de exclusão são apresentadas na **Figura 1**. A pesquisa inicial resultou em 259 estudos, 40 foram considerados potenciais. Após a leitura de texto completo, 13 artigos foram excluídos. As razões para exclusão foram os seguintes: não-avaliação da PC (Murans, Gutierrez-Farewik, & Saraste, 2011; Washington, Shumway-Cook, Preço, & Kartin, 2011; Deffeyes, Harbourne, Stuber, & Stergiou, 2011b); não-avaliação da postura sentada (Costigan & Light, 2011; Yong et al, 2011;. Ju, You, e Cherng, 2010; Katz-Leurer, Rotem, Keren, & Meyer, 2009); não-avaliação do controle postural (Ko, Jameson, Chang, e Sponseller, 2011); não-avaliação do controle postural e postura sentada (Gisel,

Schwartz, Petryk, Clarke, e Haberfellner, 2000). Portanto, 27 artigos foram selecionados para a revisão.

Os estudos incluíram participantes com PC em diferentes tipos de topografia, tônus e classificações funcionais. Os dados das características dos participantes incluem idade e tamanho da amostra (**Tabela 1**). Procedimentos metodológicos e as medidas estão apresentados na **Tabela 2**. A análise do controle da postura sentada pode ser influenciada por fatores intrínsecos e extrínsecos (**Tabela 3**). A qualidade dos procedimentos metodológicos está indicada para estudos observacionais e de intervenção (**Tabela 4**).

**Tabela 1: Descrição de características dos sujeitos.**

I, II, III, IV e V = Gross Motor Function Classification System levels. (GMFCS)

Média±DP

27

Estudos	Grupos	Tamanho da amostra	Idade (média(DP))	Classificação da Paralisia Cerebral por topografia/tônus	GMFCS	Outras Classificações
<b>Hadders-Algra et al.<sup>25</sup></b>	Experimental	7	3 - 10 meses	Espástica e atetose (1)	-	-
<b>Hadders-Algra et al.<sup>26</sup></b>	Experimental (Pré-termo com lesão cerebral)	13	1.5 - 4.5 anos	Hemiplegia Espástica (1), Diplegia(1) Quadriplegia Espástica (1), Disfunções neurológicas menores (9) e normal (1)	-	-
	Experimental (Pré-termo sem lesão cerebral)	13	Mesma idade			
	Controle (A termo sem lesão cerebral)	13	Mesma idade			
<b>Brogren et al.<sup>8</sup></b>	Amostra de conveniência	10	3-7 anos (média 4.9 anos)	Diplégica espástica	-	Todas as crianças tiveram a capacidade de caminhar de forma independente com ou sem um dispositivo auxiliar, capacidade de cumprir com o protocolo do estudo e seguir as instruções verbais, e hip suficiente para abdução sentar-se montado em um cavalo ou barril com nenhuma evidência ou relato de luxação do quadril.
<b>Benda et al.<sup>4</sup></b>	Amostra de conveniência	15	4-12 anos	Espástica	-	Todas as crianças tiveram o seguinte: (1) capacidade de se sentar independentemente com pés no chão e com suporte para as costas; (2) capacidade de se e caminhada de forma independente com ou sem um dispositivo de apoio; (3) capacidade de cooperar com e seguir as instruções verbais; (4) abdução do quadril suficiente para sentar-se montado em um cavalo ou barril
<b>Liao et al.<sup>44</sup></b>	Experimental	20	3 – 8 anos	Espástica	-	-
	Controle (sem debilidades)	20	Mesma idade			
<b>Van der Heide, et al.<sup>57</sup></b>	Experimental	58	2-11	Hemiplegia espástica – Diplégia	-	Escala modificada de Ashworth, PEDI
	Controle (sem debilidades)	29	2 -11			
<b>Van der Heide et al.<sup>63</sup></b>	Experimental	51	2-11 anos	Diplégia (18), hemiplegia espástica (33)	I–II(35), III (10) IV(6)	-
	Controle (sem debilidades)	36	2-11 anos	-		



<b>Hadders-Algra et al.</b> <sup>27</sup>	Experimental	58	2 – 11 anos (6.5+2.3 meses)	Diplegia (24), hemiplegia espástica (34), espasticidade associada com discinesia (7) e com ataxia (5)	I (33), I-II (9), III (10), IV (1) e IV-V (5)	-
	Controle	29	2-11 anos	-	-	-
<b>Hatta et al.</b> <sup>29</sup>	Amostra de conveniência	21	17- 54 anos (37.6)	-	-	Retardo mental estava presente em todos os pacientes, e normalmente era grave. Todos os pacientes eram dependentes de outras pessoas para as atividades diárias pessoais de vida. Eles não tinham mobilidade independente, e sofreu graves problemas de motor finas. O critério de avaliação da adaptação era individual de alinhamento da cabeça-pescoço do paciente por e a capacidade resultante de manter controle ativo de equilíbrio cabeça.
<b>Deffeyes et al.</b> <sup>16</sup>	Crianças típicas	26	5 meses (0.6)	-	-	Escala Motora Peabody bruta superior a 0,5 DP abaixo da média, idade de 5 meses, no momento da coleta de dados em que adquiriu o sentar independente.
	Experimental (Paralisia Cerebral e atraso de desenvolvimento motor)	33	13.3meses(3.4meses)	Diplegia (2), hemiplegia espástica (3), Quadriplegia espástica, (7) Prematuros (6), com atetóide (2), Retardo mental (2), Hipotônico (3), Síndrome de Noonan (1)	I (5), II (3), III (4), IV (5)	Escala Motora Peabody bruta superior a 1,5 DP abaixo da média. Todas as crianças poderiam exibir, pelo menos, 10 seg de sentar independente.
<b>Bigongiari et al.</b> <sup>5</sup>	Experimental	12	7 – 11 anos	-	-	Todos os sujeitos são capazes de agarrar uma bola arremessada com as duas mãos.
	Controle (sem debilidades)	12	7 – 11 anos	-	-	-
<b>Ferrari et al.</b> <sup>20</sup>	Experimental	24	5 – 11 anos	Diplegia	-	Capacidade de se sentar de forma independente em um banquinho, aquisição da marcha com ou sem dispositivos auxiliares, há grandes déficits de campo sensorial, cognitiva ou visual, capacidade de sustentar a fixação visual durante pelo menos 3 se nenhuma cirurgia funcional ou injeção de toxina botulínica no ano anterior.
<b>Harbourne et al.</b> <sup>28</sup>	Controle (crianças típicas)	15	5 meses±0.5	-	-	-
	Experimental (Grupo de tratamento com perceptual-motor)	15	14.3 meses±3	Hipotonia (3), Diplegia (1), Hemiplegia espástica (3), Quadriplegia espástica (3), Quadriplegia mista (1), Atetóide (1), Prematuros (3)	I (8), II (2), III (3), IV (2)	Escala Motora Peabody bruta superior a 0,5 DP abaixo da média, idade de 5 meses, no momento da coleta de dados em que adquiriu o sentar independente.
	Experimental (Grupo de tratamento com home program)	15	15.5 meses±7	Hipotonia (5), Diplegia (1), Hemiplegia espástica (1), Quadriplegia espástica (3), Atetóide (1), Prematuros (2), Atraso motor (2)	I (8), II (1), III (3), IV (3)	Escala Motora Peabody bruta superior a 1,5 DP abaixo da média. Todas as crianças poderiam exibir, pelo menos, 10 seg de sentar independente.
<b>Kyvelidou et al.</b> <sup>40</sup>	Amostra de conveniência	18	9.5-16.6 meses (média13.1 meses)	Hipotonia (4), Diplegia (1), Hemiplegia espástica (3), Quadriplegia espástica (2), Quadriplegia mista (1), Atraso motor (5), Atetóide (1), Síndrome de Noonan (1)	I (5), II (3), III (3), IV (2)	Todas as crianças poderiam exibir, pelo menos, 10 seg de estar independente e durante quatro meses, após esse tempo.

<b>Kyvelidou et al.</b> <sup>39</sup>	Experimental (Paralisia Cerebral)	19	11-22 meses (média 16.2)	Hipotonia (4), Diplegia (1), Hemiplegia espástica (5), Quadriplegia espástica (6), Quadriplegia mista(1), Atetóide (2)	-	Todas as crianças poderiam exibir sentado independente com utilização de forma independente até mesmo de mãos.
	Experimental (atraso motor)	11	9.5 - 15 meses (média 12 meses)	Hipotonia (4), Prematuros (4), síndrome de Noonan (1) Atraso motor (2)		
	Controle (sem debilidades)	35	5- 6 meses meses (média 5.1 meses)			
<b>Saavedra et al.</b> <sup>53</sup>	Experimental	15	6 – 16	Diplegia (5), hemiplegia espástica (3), Ataxia (4), Distonia (1) Espasticidade associada à discinesia (1) e à ataxia (1)	I (9), II (2) e III (3)	Todas as crianças que completaram o estudo tiveram relato dos pais sobre a acuidade visual informada como dentro da normalidade. Estas deveriam sentar-se de forma independente.
	Controle (sem debilidades)	37	T:4 – 14; A:22-30		-	-
<b>Silva e Borges et al.</b> <sup>55</sup>	Experimental (Tratamento grupo com simulador de equoterapia)	20	3-12 anos (5.65±2.48 anos)	-		-
	Experimental (Tratamento grupo por terapia convencional)	20	3-10 anos (5.77±2,29 anos)	-	II(8), III(16), IV(14), V (2)	
<b>Deffeyes et al.</b> <sup>18</sup>	Experimental	33	13 – 23 meses (18.06±/5.09)	Diagnosticada com PC ou em risco de PC No início sessão idade e idade avançada sentado	-	Escala Motora Peabody bruta superior a 0,5 DP abaixo da média, idade de 5 meses, no momento da coleta de dados em que adquiriu o sentar independente.
	Controle (sem debilidades)	30	6 – 8 meses (7.92±/0.6)		-	Escala Motora Peabody bruta superior a 1,5 DP abaixo da média. Todas as crianças poderiam exibir, pelo menos, 10 seg de sentar independente.
<b>Ju et al.</b> <sup>35</sup>	Experimental	12	107.8 meses±25.2	Espástica Diplegia	II(1), III(6), IV(5)	-
	Controle (sem debilidades)	16	110.9 meses			

<b>Kyvelidou et al.</b> <sup>41</sup>	Experimental (Paralisia Cerebral)	6	11-22 meses (média 18.1)	Espástica or Atetóide	-	Todas as crianças poderiam sentar-se de forma independente, mesmo com o apoio das mãos.
	Experimental (atraso no desenvolvimento motor)	5	9.5 - 15 meses (média 11.56 meses)	Hipotonia / Prematuros		
	Controle (sem debilidades)	30	5- 6 meses (média 5.4 meses)			
<b>Van Balen et al.</b> <sup>61</sup>	Experimental (Paralisia Cerebral e atraso motor)	9-23	4,6 e 18 meses (longitudinal)	Espástica CP (1) unilateral (4) bilateral -atraso de desenvolvimento motor com desenvolvimento neurológico normal.	I (1), II(2), III (2)	Todas as crianças apresentaram anormal avaliação de movimentos gerais, indicando alto risco de transtornos do desenvolvimento.
	Controle (sem debilidades)	4-12	Mesma idade			
<b>Saavedra &amp; Woollacott</b> <sup>52</sup>	Experimental (Paralisia Cerebral)	15	4 – 16 anos	Diplegia (1), Triplegia (1), Quadriplegia (13)	IV (8) e V (7)	Todas as crianças que completaram o estudo tiveram relato dos pais sobre a capacidade normal ou corrigida da acuidade visual.
	Controle (lactentes típicos)	8	4-8 meses			
<b>Szopa &amp; Szopa</b> <sup>57</sup>	Experimental (Paralisia Cerebral)	45	7.4-12.2 (9anos e 5 meses)	Hemiplegia direita (29) e hemiplegia esquerda (16)	I e II	Todas as crianças tiveram a capacidade de manter sentado sem apoio adicional; e não tinham procedimentos cirúrgicos anteriores. Um critério adicional para as crianças com escoliose foi escoliose leve (ângulo de curvatura lateral vertebral <208).
	Controle (crianças típicas com escoliose leve a moderada)	51	7.5 e 12.3 (9anos e 2 meses)			
<b>Swati et al.</b> <sup>58</sup>	Experimental grupo (Paralisia Cerebral)	19	21.47 meses (10.54)	Diplegia e hemiplegia	II e III	Escala Motora Peabody bruta superior a 1,5 DP abaixo da média. Todas as crianças poderiam exibir, pelo menos, 10 seg de sentar independente.
<b>Verschuren et al.</b> <sup>64</sup>	Experimental	19	4-20 anos	5 unilateral e 14 bilateral	I(4), II (4), III (6) IV (3) e V (2)	-
<b>Graziotin et al.</b> <sup>24</sup>	Experimental	40	3-18 anos	Espástica Diplegia	I,II,III,IV e V	Crianças com encurtamento muscular dos membros superiores que poderia comprometer a amplitude de movimento não participaram do estudo.

---

<b>Boxum et al.<sup>7</sup></b>	Controle	11	5.7-10.4 meses	-	-	Crianças em risco muito elevado e a capacidade de sentar-se de forma independente
	Experimental (alto risco para PC)	11	8-14,9 meses			

---

#### **4. Discussão**

Revisou-se, sistematicamente, os estudos que avaliaram o controle da postura sentada em crianças com PC. Descreveu-se as características do controle da postura sentada, os procedimentos metodológicos utilizados para a análise e os fatores que a influenciam. Os principais resultados dos protocolos de intervenção no controle da postura sentada em crianças com PC e a avaliação da qualidade para cada estudo também foram apresentados.

##### **4.1. Descrição dos sujeitos**

O tamanho da amostra dos estudos variou entre 7 e 58 participantes, e a média foi de 23,95 participantes por estudo. Alguns estudos (Bigongiari et al, 2011; Saavedra et al, 2010; Harbourne et al, 2010) relataram como limitação a amostragem por conveniência, e a inclusão de amostras pequenas e heterogêneas, o qual relete dificuldade no recrutamento e seleção dos participantes.

Quatorze estudos classificaram crianças com PC segundo o seu tipo de tônus e 15 estudos associaram tônus com a classificação topográfica (**Tabela 1**). A maioria das crianças com PC foi classificada com diplegia seguida de hemiplegia espástica. Crianças com PC mista (ataxia, discinesia e hipotonia) foram incluídas em menores porcentagens. Estas frequências estão de acordo com a distribuição de tipos de PC em diferentes países (Cans et al., 2004, Odding, Roebroek, & Stam, 2006). Estudos anteriores relataram as proporções relativas dos tipos de tônus (espástico: 78,2 - 86,4%, discinéticos: 1,5% - 6,1%, misturado: 6,5% - 9,1%, ataxia: 2,5% - 2,8%, hipotonia: 2,8% - 4,1%) e topografia (diplegia: 28,0% -46,4%, hemiplegia: 15,3% -40,0%, quadriplegia: 13,6% -50,8%) dentro de vários grupos de PC (Bax et al, 2006; Rosenbaum et al., 2002). Tais especificidades de classificação são úteis para os profissionais de saúde ao descrever com precisão a

condição de uma criança. No entanto, para fins de comparação, Howard (2005) e Colver & Sethumadhavan (2003) verificaram que essas classificações quanto às características clínicas não são confiáveis o suficiente. De fato, é importante considerar a funcionalidade, além da classificação baseada em topografia e sinais neurológicos, porque a funcionalidade fornece um conceito mais preciso sobre a limitação de atividade e severidade motora de crianças com PC (Wood & Rosenbaum, 2000).

Quinze estudos relataram algum tipo de classificação funcional. Doze estudos utilizaram níveis de GMFCS, enquanto outros estudos utilizaram a avaliação *Peabody Gross Motor Scale* (4 estudos), o *Pediatric Evaluation Disability Inventory* (PEDI) (Van der Heide et al., 2005), o *Pediatric Reach Test* (Brogren et al., 2001) e *Manual ability classification index* (Saavedra & Woollacott, 2015) associado com *Gross Motor Function Measure* (GMFM). Embora a classificação GMFCS seja fácil de aplicar e tenha melhorado dramaticamente a comunicação entre profissionais sobre crianças com PC, tal classificação é estável e confiável apenas em crianças maiores de cinco anos (Shi et al, 2014; Silva, Pfeifer, & Funayama, 2013). Neste sentido, além do nível GMFCS, Harbourne et al. (2010) aplicaram uma escala de classificação do nível de severidade funcional não validada, a qual inclui movimentos ativos, distribuição sobre a limitação de movimento e o escore padrão da Peabody a fim de classificar as crianças com PC menores de 2 anos.

A maioria das pesquisas anteriores incluiu crianças com sentar independente (níveis I-IV GMFCS). Apenas 3 estudos avaliaram crianças com PC mais grave usando um banco com encosto ou suporte externo de tronco. A faixa etária avaliada para lactentes e crianças variou de 3 meses a 17 anos. Oito estudos avaliaram crianças abaixo de dois anos, nove estudos avaliaram crianças entre dois e 12 anos de idade e 3 estudos avaliaram crianças acima de 12 anos de idade. Dois dos estudos que avaliaram crianças acima de 16

anos incluíram crianças com retardo mental e nenhuma mobilidade independente (Saavedra et al, 2010; & Saavedra Woollacott, 2015). Durante a transição para a vida adulta, adolescentes com PC apresentam regressão na mobilidade funcional e frequente perda da marcha (Jahsen et al., 2004). Segundo Jahsen, Aamodt & Rosenbaum (2006), adolescentes com GMFCS nível II a III regridem para a utilização de cadeira de rodas ao longo dos anos. Porquanto, estudos futuros devem abordar intervenções para melhorar o controle de tronco e da postura sentada em adolescentes com PC a fim de torná-los mais funcionais quanto possível na postura sentada.

Estudos envolvendo crianças menores de 2 anos de idade avaliaram a aquisição do sentar independente (Harbourne et al 2010; Deffeyes et al, 2011; Kyvelidou et al, 2010b; Kyvelidou, Harbourne, Shostrom & Stergiou, 2010a). Déficits motores na aquisição do sentar afetam a capacidade da criança de se orientar espacialmente e podem limitar o desenvolvimento de habilidades de coordenação motora fina, percepção, cognição e interação social (Lobo & Galloway, 2012). De fato, um atraso do sentar independente é um dos primeiros sinais de que o desenvolvimento da criança não está dentro do curso típico, e pode ser útil para a detecção de atraso motor e discriminação do grau de severidade entre os lactentes (Kyvelidou et al., 2010ab). O fato do controle da postura sentada ter sido avaliado em crianças com PC de diferentes características destaca a relevância da postura sentada e do controle de tronco para o desempenho funcional, independente da faixa etária e nível de severidade.

**Tabela 2: Aspectos Metodológicos e Procedimentos.**

GMFM – Gross Motor Function Measure; COP- Centro de Pressão; AP- anterior-posterior; ML- médio –lateral; RMS – Root mean square

Estudos	Atividade	Desenho	Cinemática	Cinética	Eletromiografia	Avaliação descritiva	Avaliações	Variáveis
<b>Hadders-Algra et al.</b> <sup>25</sup>	Postura sentada quieta	Transversal	ELITE opto-eletrônico	-----	EMG de superfície foi registrado dos músculos esternocleidomastóideo, reto abdominal, reto femoral, extensores de pescoço, torácico e lombar e isquiotibiais do lado esquerdo do corpo.	-----	-----	Valores angulares no início movimento e os deslocamentos angulares da cabeça, pélvis e oscilação do corpo. Amplitudes e latências do EMG
<b>Hadders-Algra et al.</b> <sup>26</sup>	Alcance em diferentes posições	Longitudinal (4, 5, 6, 8, 10, 12, 15, e 18 meses)	-----	-----	EMG de superfície foi registrado dos músculos: deltóide, peitoral maior, bíceps braquial, tríceps braquial, flexores de pescoço, esternocleidomastóideo, extensor de pescoço, reto abdominal, extensor lombar, reto femoral e músculos isquiotibiais	Registro de vídeo de alcance e classificações de velocidade do movimento do braço	Exame neurológico (Touwen, 1976).	Desenvolvimento motor: aquisição idade atividade EMG amplitude EMG EMG latências entre deltóide e início dos músculos posturais
<b>Brogren et al.</b> <sup>8</sup>	Postura sentada quieta	Transversal	Qualisys- 60HZ	-----	EMG de superfície foi registrado dos músculos esternocleidomastóideo, reto abdominal, reto femoral. Extensor de pescoço, extensor torácico e lombar torácico, extensores de quadril e isquiotibiais.	-----	<i>Gross Motor Function Measure</i> da dimensão sentada (Russell et al.1993). Nível de severidade, presença de epilepsia Ultrasound, RM.	EMG em fases Valores angulares no início movimento e o deslocamento angular de oscilação do corpo.
<b>Benda et al.</b> <sup>4</sup>	Postura sentada quieta	Longitudinal (Pré-teste/pós-teste)	-----	-----	EMG de superfície foi registrado dos músculos bilateralmente posterior cervical (C4 paraespinal), torácico posterior (T12 paraespinal), lombar posterior (L3-4 paraespinal), e grupos	Registro de vídeo	-----	Assimetria pontuações para grupos musculares específicos



musculares de adutores abdutores								
<b>Liao et al.</b> <sup>44</sup>	Postura sentada quieta	Transversal	-----	Chatteex Balance System	-----	-----	-----	Razão oscilação sagital / lateral, distância de amplitude índice de amplitude
<b>Van der Heide, et al.</b> <sup>57</sup>	Alcance	Transversal	ELITE opto-eletrônico (BTS, Milan, Italy)	-----	EMG de superfície POLY-			Em primeiro lugar, as latências de início de ativação muscular, análise incidiu sobre: a velocidade máxima do pulso; posições angulares no início movimento; e deslocamentos angulares durante toda a duração do movimento Alcance.
<b>Van der Heide et al.</b> <sup>63</sup>	Alcance	Transversal	ELITE opto-eletrônico	-----	-----	Condições neurológicas, desempenho funcional, grau de espasticidade foram avaliadas.	PEDI Escala de <i>Ashworth</i>	Posições angulares no início movimento e deslocamentos angulares da pelve, tronco, cabeça, cotovelo e braço durante toda a duração do movimento de alcance, Velocidade máxima do alcance Índice de curvatura do movimento de alcance Proporção de ensaios durante o qual o movimento consistiu de uma unidade de movimento (UM), Duração da primeira UM relativa à duração total do movimento
<b>Hadders-Algra et al.</b> <sup>27</sup>	Alcance em 3 posições do sentar	Transversal	ELITE opto-eletrônico Registrada por Sistema de 4-câmeras – 50hz	-----	EMG de superfície foi registrada dos músculos deltóide, bíceps braquial, esternocleidomastóideo, extensor de pescoço (nível C7), reto abdominal, Extensor torácico (nível T10), extensor lombar (nível L5), reto femoral, e isquiotibiais do lado do braço de alcance.	-----	-----	Posições angulares no início movimento deslocamentos angulares Alcance duração, Velocidade máxima do alcance Índice de curvatura do movimento de alcance Proporção de ensaios durante o qual o movimento consistiu de uma unidade de movimento (UM), Duração da primeira UM relativa à duração total do movimento, Amplitude EMG; ordem de recrutamento, início de latência

<b>Hatta et al.</b> <sup>29</sup>	Sentado no suporte Buggy	Longitudinal (4 sessões de avaliação)	Sistema 3-D no Sistema de apoio TRiDY	-----	-----	A postura sentada foi registrada por duas câmeras digitais.	-----	Profundidade do apoio torácica, o apoio lombar eo apoio tuberosidade isquiática posterior. A distância do apoio lombar e o apoio isquiático posterior foram medidos.
<b>Deffeyes et al.</b> <sup>16</sup>	Postura sentada quieta	Transversal	-----	AMTI plataforma de força – 300 hz	-----	Câmera de video	<i>Peabody Gross Motor Scale</i>	Root-mean-square, mínimo máximo menos, e deslocamento total do CoP, Entropia aproximada, Expoente máxiom de Lyapunov, e correlação dimensional nas direções AP e ML.
<b>Bigongiari et al.</b> <sup>5</sup>	Agarrar de bola arremessada	Transversal	Eletrogoniômetro – 1000 Hz	-----	EMG de superfície foi registrada os músculos: deltóide anterior, bíceps braquial, esternocleidomastóideo, extensor de pescoço (C7), extensor torácico (T10), extensor lombar (L3), e reto abdominal	-----	-----	Intensidade de ativação muscular Grau de inibição recíproca Quantidade de co-contração: em Pré ajuste postural (Pre-APA), Ajuste postural anterior (APA) e Ajuste postural compensatório (CPA)
<b>Ferrari et al.</b> <sup>20</sup>	Alcance funcional e tarefas de toque na posição sentada.	Transversal	Acelerômetro	Plataforma de força - Bertec – 100hz	-----	-----	-----	Trajetórias CoP durante cada fase do Alcance. Tempo de alcance, deslocamento máximo do COP durante o alcance e a percentagem de <i>onset</i> durante o APA.
<b>Harbourne et al.</b> <sup>28</sup>	Postura sentada quieta	Longitudinal	Aquisição pelo Vicon software	AMTI plataforma de força – 240 hz	-	Registro de vídeo (3 câmeras)	<i>Gross Motor Function Measure</i> da dimensão sentada (Russell et al. 1993)	Linear (variação, oscilação caminho, RMS) e variabilidade não-linear do COP (entropia aproximada, o maior expoente de Lyapunov, ea dimensão de correlação tanto para o AP e a direção ML)
<b>Kyvelidou et al.</b> <sup>40</sup>	Postura sentada quieta	Longitudinal (9 sessões de avaliação - 2 sessões na primeira semana de cada mês)	-----	AMTI plataforma de força – 300 hz	-----	Registro de vídeo (3 cameras)	<i>Peabody Gross Motor Scale</i>	<i>Root-mean-square</i> , mínimo máximo, deslocamento total do COP para o AP e ML Entropia aproximada, maior expoente de Lyapunov, e

<b>Kyvelidou et al.<sup>39</sup></b>	Postura sentada quieta	Transversal	Aquisição pelo Vicon software	AMTI plataforma de força – 240 hz		Registro de vídeo (3 cameras)	<i>Peabody Gross Motor Scale</i>	correlação dimensional, tanto para o AP e as direção ML Linear (variação, oscilação caminho, RMS) e variabilidade não-linear do COP (entropia aproximada, o maior expoente de Lyapunov, ea dimensão correlacional tanto para o AP e ML)
<b>Saavedra et al.<sup>53</sup></b>	Postura sentada quieta	Transversal	Eletromagnético–60hz	-----	-----	Condições neurológicas, desempenho funcional, grau de espasticidade e avaliação musculoesquelética foram avaliadas por um pediatra.	-----	Deslocamento de cabeça-, (distância da linha média e média de RMS) Medidas relacionadas com a velocidade média, Variabilidade da velocidade de cabeça
<b>Deffeyes et al.<sup>18</sup></b>	Postura sentada quieta	Longitudinal	-----	Plataforma de força AMTI	-----	-----	<i>Peabody Gross Motor Scale</i>	Entropia aproximada de oscilação postural Análise espectral
<b>Silva e Borges et al.<sup>55</sup></b>	Deslocamento máximo nas direções anteroposterior nas direções esquerda e direita na postura sentada com apoio de tronco e pés	Longitudinal (Pré-teste e Pós-teste)	-	Sistema de F-scan	-	-	<i>Autoquestionnaire e Qualité de Vie Enfant image</i>	Deslocamento máximo, tanto para o AP e ML
<b>Ju et al.<sup>35</sup></b>	Alcance	Transversal	Qualisys- 150HZ	Plataforma de força	-	-	<i>Pediatric Reach Test Gross Motor Function Measure</i> da dimensão sentada (Russell et al.1993)	Unidades de movimento, velocidade de pico do COP, razão entre COP (AP /ML, e força de reação do solo na direção anterior e posterior
<b>Kyvelidou et al.<sup>41</sup></b>	Postura sentada quieta	Transversal	Vicon software de aquisição	AMTI plataforma de força – 240 hz		Registro de vídeo (3 cameras)	<i>Peabody Gross Motor Scale</i>	Linear (variação, oscilação caminho, RMS) e variabilidade não-linear do COP (entropia aproximada, o maior expoente de Lyapunov, e a dimensão correlacional tanto para o AP e as direções ML)

<b>Van Balen et al.<sup>61</sup></b>	Alcance na postura sentada	Longitudinal	-	-	EMG de superfície foi registrado dos músculos: deltóide, peitoral maior, bíceps braquial, tríceps braquial, esternocleidomastoide, extensor de pescoço, extensor torácico e lombar e reto abdominal	Registro de vídeo	<i>Neurological optimality score</i>	Porcentagem de ensaios específicos de direção, porcentagem de ensaios com o recrutamento de cima para baixo e de baixo para cima de recrutamento e ativação de antecipação.
<b>Saavedra &amp; Woollacott<sup>52</sup></b>	Postura sentada quieta	Transversal	Eletromagnético–60hz	-----	-----	Avaliação neurológica, musculoesquelética por um pediatra. Registro do comportamento da postura sentada para collapse, rise and fall, wobble and functional movements.	<i>Segmental Assessment of Trunk Control (SATCo)</i>	Deslocamento de cabeça-, (distância da linha média e RMS significa), Medidas relacionadas com a amplitude de cabeça, velocidade média, Variabilidade da velocidade de cabeça
<b>Szopa &amp; Szopa<sup>57</sup></b>	Postura sentada quieta, ajoelhada e postura em pé	Transversal	-	Plataforma de força (Isny, Germany)	-	-	-	Razão de assimetria, a média de deslocamento total CoP em ML e AP, amplitude de CoP em ML e AP, desvio-padrão para a AP e ML, a área da CoP, inclinação do eixo principal .
<b>Swati et al.<sup>58</sup></b>	Postura sentada durante o brincar	Longitudinal (Pre e pós intervenção)	-	-	-	Registro de vídeo	GMFM ( domínio sentado) <i>Play Based Assessment</i>	Atenção focada: maior tempo de atenção focada, uma atenção centrada total, a frequência de atenção focalizada, sentado subitem de GMFM.
<b>Verschuren et al.<sup>64</sup></b>	Supina, sentado com apoio e sem apoio, e em pé	Transversal	-	-	EMG de superfície foi registrado dos músculos quadríceps.	-	<i>Cortex Metamax</i>	Gasto energético (VO <sub>2</sub> ), equivalentes metabólicos (METs), média RMS
<b>Graziotin et al.<sup>24</sup></b>	Posição sentada com rotação interna e externa	Transversal	-	-	Extensor de pescoço (C4) e extensor torácico (T10)	-	-	Atividade muscular RMS
<b>Boxum et al.<sup>7</sup></b>	Alcance na postura sentada	Longitudinal	-	-	deltóide, peitoral maior, bíceps braquial, tríceps braquial, esternocleidomastoide, extensor de pescoço, extensor torácico e lombar, e reto abdominal	Video	TINE – avaliação neurológica	Porcentagem de tipo de atividade específica-direcionada, porcentagem de recrutamento de cima para baixo e de baixo para cima e ativação de ajustes antecipatórios

## 4.2 Procedimentos Metodológicos

Oito estudos avaliaram o controle da postura sentada estática, sete estudos investigaram o alcançar e agarrar durante a postura sentada. Três estudos verificaram ajustes posturais à perturbação durante a postura sentada e um estudo avaliou deslocamento máximo do centro de pressão (CoP) ou limite de estabilidade durante o sentar (Silva e Borges et al., 2011). A avaliação da postura sentada pode ser realizada durante as atividades estáticas ou dinâmicas. Em particular, estudos sobre as atividades dinâmicas na postura sentada permitem a quantificação da coordenação motora, padrões de recrutamento muscular, latências, ajustes antecipatórios e compensatórias.

Quinze estudos adotaram o desenho transversal. Oito estudos eram longitudinais e três destes verificaram a eficácia de protocolos de tratamento ao longo do tempo. Estudos longitudinais analisam de maneira eficiente as variações do movimento humano, eliminando a variabilidade entre sujeitos além de verificar a relação de causa e efeito dos fatores testados. Os estudos transversais são rápidos e estão associados com menores perdas amostrais e gasto financeiro (Olsen & George, 2004).

### *Cinemática e Cinética*

As variáveis cinemáticas e cinéticas extraídas foram semelhantes entre os estudos, permitindo comparação entre grupos de pesquisa. Nove estudos avaliaram variáveis cinemáticas como valores angulares no início movimento, deslocamentos angulares e unidades de movimento de alcance associando-os ao controle postural sentado. Dois estudos avaliaram os valores angulares do tronco durante o sentar estático.

Dez estudos aplicaram a avaliação cinética utilizando variáveis lineares como deslocamento, área do COP e amplitude de oscilação. Seis destes, a partir do mesmo grupo de pesquisa, investigaram variáveis lineares e não-lineares da trajetória do COP durante o sentar estático. No entanto, nenhum desses estudos associaram as variáveis não-

lineares com o desempenho da tarefa ou o nível de funcionalidade das crianças, sugerindo a necessidade de investigar como a complexidade, a predictabilidade e a dimensionalidade contribuem para o melhor desempenho da tarefa.

#### *Eletromiografia (EMG)*

A EMG foi realizada em oito estudos. As medidas de avaliação incluíram amplitude, variabilidade e tempo de ativação muscular, grau de inibição recíproca, quantidade de co-contração, ordem de recrutamento e período de latências musculares. Em todos os estudos, os sinais da EMG foram registrados a partir de grandes músculos do tronco relacionados ao equilíbrio postural (pescoço, extensores torácicos e lombares, e o reto abdominal). Além disso, os músculos dos membros superiores como deltóide e bíceps braquial foram registrados nos estudos que avaliam os movimentos do braço em tarefas de alcance de objetos. Há, portanto, um consenso entre os estudos em relação aos quais músculos devem ser avaliados quando se investiga o controle de tronco durante as atividades estáticas e dinâmicas de membros superiores.

#### *Associação entre as medidas quantitativa*

Dez estudos utilizaram mais de um tipo de mensuração quantitativa (cinemática, cinética e eletromiografia) para avaliar as atividades do sentar estático e atividades dinâmicas de membros superiores. Algumas variáveis realmente necessitam dessa integração de diferentes medidas quantitativas. Por exemplo, os ajustes antecipatórios e compensatórios avaliados por meio do registro da atividade muscular ou ajustes do COP (cinéticos) requerem o registro cinemático ao mesmo tempo. Essas variáveis apenas podem ser extraídas em atividades que possuem início e fim determinados. Portanto, eles são usados principalmente em estudos que investigam respostas posturais diante de perturbação do sentar e atividades de membros superiores ou inferiores.

É importante a mensuração dos ajustes antecipatórios e compensatórios a fim de compreender o controle do equilíbrio dinâmico e expressar detalhes dos ajustes posturais durante tarefas funcionais (Girolami, Shiraton & Aruin, 2010; Tomita et al, 2013). Nove estudos investigaram ajustes posturais e apenas três autores buscaram compreender os ajustes antecipatórios e compensatórios durante atividades na postura sentada em crianças com PC (Bigongiari et al., 2011; Ferrari et al, 2010;. Van Balen, Dijkstra, Bos, Van Den Heuvel, e Hadders-Algra, 2015). Dessa maneira, pouco se sabe sobre ajustes posturais em crianças com PC e mais estudos associando o controle da postura sentada às atividades meta-direcionadas e às respostas diante de perturbações são necessárias.

#### *Medidas qualitativas e escalas funcionais*

Além da análise cinemática, cinética e eletromiográfica, foram utilizadas outras mensurações no estudo do controle da postura sentada. Alguns estudos avaliaram a função motora grossa com o *Peabody Gross Motor Scale* (4 estudos), o *Gross Motor Function Measure* (4 estudos); *Segmental Assessment of Trunk Control* (Saavedra & Woollacott, 2015), o nível de mobilidade com PEDI (Van der Heide et al., 2005); tônus muscular com a Escala de *Ashworth* (van der Heide et al, 2004; 2005) e qualidade de vida (Silva e Borges et al., 2010). Além disso, foram aplicados os exames clínicos neurológicos e músculoesqueléticos (5 estudos), gravações de vídeo (4 ensaios), e *Pediatric Reach Test* (Ju et al., 2012).

Sabe-se que a combinação de análises quantitativas e qualitativas é fundamental e complementar, uma vez que permitem a identificação de deficiências na estrutura e função do corpo (atividade muscular, capacidade de equilíbrio postural, orientação do corpo e alinhamento), e sua associação com limitações nas atividades funcionais. Porquanto, nove estudos realizaram análise qualitativa e quantitativa, porém apenas cinco

estudos apresentaram os resultados da associação entre essas análises. Van der Heide et al. (2004) constataram que maior estabilidade de cabeça e pelve, tronco mais flexível e recrutamento *bottom-up* estão associados com melhor desempenho funcional e mobilidade (PEDI). Por outro lado, Bigongiari et al. (2011) não verificaram qualquer associação linear entre os níveis de GMFCS e ajustes posturais durante o agarrar de uma bola lançada. Swati et al., (2015) verificaram que o melhor controle da postura sentada (GMFM dimensão sentado) foi relacionada a um maior nível de atenção focada em crianças com PC. Saavedra & Woollacott (2015) evidenciaram que as crianças com PC grave e lactentes mais jovens possuem níveis de controle segmentar de tronco e apresentam estratégias posturais semelhantes. Finalmente, Van Balen et al. (2015) constataram que maior porcentagem de recrutamento específico-direcionado está associada com melhores resultados clínicos neurológicos.

Os estudos inseridos na presente revisão aplicaram diversos tipos de medidas e procedimentos a fim de testar os fatores envolvidos no controle da postura sentada em crianças com PC. No entanto, necessita-se explorar lacunas referentes a relação entre a análise quantitativa do movimento e a funcionalidade dada por meio de medições qualitativas da atividade e participação da criança.



**Tabela 3:** Fatores testados influenciadores da postura sentada  
Estudos que testam manipulações sensoriais são destacadas (cinza)

Estudos	Fatores Intrínsecos	Fatores Extrínsecos	Protocolo de Intervenção
Hadders-Algra et al. <sup>25</sup>	Presença de lesão cerebral e prematuridade	Duas séries aleatória de 32 condições lento, rápido; e para a frente e para trás, translação em duas posições sentadas: <i>crouched</i> e ereta.	
Hadders-Algra et al. <sup>26</sup>	Presença de PC	Supino Sentado semi-reclinado (ângulo 45°), Sentado ereto, Sentado de pernas esticadas	
Brogren et al. <sup>8</sup>	Tipos de PC	Duas séries aleatória de 32 condições lento, rápido; e para a frente e para trás translação em duas posições sentadas: <i>crouched</i> e ereta.	
Benda et al. <sup>4</sup>			Cavalo: Um manipulador de cavalo conduziu o cavalo em uma trilha designado em uma caminhada constante Durante 4 minutos no sentido horário e anti-horário 4 minutos para um total de 8 minutos. Barril: A criança sentou-se montado o barril, como faria em um cavalo durante 8 minutos. Os tratamentos foram randomizados.
Liao et al. <sup>44</sup>	Presença de PC	Estático Dinâmico (perturbações angular e linear)	
Van der Heide, et al. <sup>57</sup>	Presença de PC Nível de severidade	O examinador apresentou um, pequeno objeto atraente na linha média a uma distância de comprimento de um braço do participante alcançar pulseira com pesado, era de cerca de 0,5 % do peso corporal do participante, de acordo com a idade. Isso significa que a pulseira pesava 75, 90, 100, 114, 130, 145, 160, 175, 190, e 205 gramas para as crianças de 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, e 11 anos, respectivamente.	
Van der Heide et al. <sup>63</sup>	Presença de PC Tipos de PC Nível de severidade		
Hadders-Algra et al. <sup>27</sup>		3 posições da postura sentada: Superfície horizontal, Superfície inclinada anterior 15°, Superfície inclinada posterior 15°.	
Hatta et al. <sup>29</sup>	Presença de PC Presença de debilidade perceptiva		Tratamento com dispositivo Buggy

<b>Deffeyes et al.</b> <sup>16</sup>	Presença de PC e atraso no desenvolvimento motor	
<b>Bigongiari et al.</b> <sup>5</sup>	Presença de PC	Duas bolas de mesmo tamanho foram arremessadas para as crianças (leve: 0.180 kg e pesada: 1 kg)
<b>Ferrari et al.</b> <sup>20</sup>	Presença de PC Debilidade Perceptiva	Atingir o objetivo e braço ajustável em quatro configurações diferentes: Direção: frontal e lateral Duração: (120 % e 140% do comprimento do braço)
<b>Harbourne et al.</b> <sup>28</sup>	Presença de PC	Tratamento em grupo com intervenção perceptivo motora Tratamento de de fisioterapia doméstica ( <i>home program</i> )
<b>Kyvelidou et al.</b> <sup>40</sup>	Presença de PC e atraso motor	
<b>Kyvelidou et al.</b> <sup>39</sup>	Presença de PC	
<b>Saavedra et al.</b> <sup>53</sup>	Presença de PC	Sentado com os olhos abertos alternadas com olhos fechados. 3 níveis diferentes de suporte tronco externo: não há suporte, suporte pélvico, apoio do torso
<b>Deffeyes et al.</b> <sup>18</sup>	Presença de PC Tempo de aquisição do sentar (Imaturo e Experiente)	
<b>Silva e Borges et al.</b> <sup>55</sup>	Presença de PC	O tratamento com terapia simulador de equoterapia: 12 sessões com 40 minutos de duração cada. Grupo controle: 12 sessões de fisioterapia convencional com base no tratamento do desenvolvimento neurológico
<b>Ju et al.</b> <sup>35</sup>		Alcance em três direções: Anterior à mão preferida, desvio de 40 ° lateralmente, desvio de 40 ° medialmente ao plano sagital do lado preferido .
<b>Kyvelidou et al.</b> <sup>41</sup>	Presença de PC e atraso motor	
<b>Van Balen et al.</b> <sup>61</sup>	Presença de PC e atraso motor	Alcance com sentar com e sem suporte. Alcance na cadeira e no colo dos pais
<b>Saavedra &amp; Woollacott</b> <sup>52</sup>	Presença de PC Nível de severidade	4 diferentes níveis do suporte externo de tronco: axilar, médio-torácico, cintura e pélvico.
<b>Szopa &amp; Szopa</b> <sup>57</sup>	Presença de PC (deficiência postural) X Presença de assimetria postural (escoliose)	

	Tendência de sobrecarga de peso X lado afetado e não-afetado		
<b>Swati et al.</b> <sup>58</sup>			Grupo de tratamento com intervenção motora perceptiva Grupo de tratamento com o programa doméstico (home program)
<b>Verschuren et al.</b> <sup>64</sup>	Nível de severidade	3 posições: supino, sentado com suporte e sem suporte	
<b>Graziotin et al.</b> <sup>24</sup>		Rotação externa e interna do úmero	
<b>Boxum et al.</b> <sup>7</sup>	Aquisição do sentar independente Presença de PC		

### 4.3 Fatores que influenciam o controle da postura sentada em crianças com PC

#### *Fatores intrínsecos e características de controle postural sentado em crianças com PC*

A influência da presença da PC foi testada (20 estudos) e associada à prematuridade (Hadders-Algra et al., 1999a), atraso motor (quatro estudos), nível de gravidade (três estudos), diminuição da percepção (Ferrari et al., 2010) e compensações por desalinhamentos posturais (Szopa & Szopa, 2015). Em âmbito geral, quando comparadas às crianças típicas, crianças com PC apresentam déficits no controle postural sentado estático e durante atividades dinâmicas (**Figura 2A**). Em relação à postura sentada estática, lactentes sob risco de apresentar PC apresentaram menor complexidade da trajetória do CoP na direção anteroposterior (Deffeyes et al., 2011.); diminuição da amplitude e da velocidade do CoP e diminuição da amplitude de oscilação na direção médio-lateral (Kyvelidou et al., 2010). Por outro lado, Liao et al. (2003) evidenciaram que crianças com PC apresentaram maior amplitude de oscilação na direção médio-lateral e o deslocamento não diferiu entre as crianças com PC e típicas na postura sentada estática. Embora Liao et al. (2003) tenham atribuído seus resultados conflitantes à idade das crianças (3-8 anos), sugerindo que os participantes detinham controle estável de tronco, não houve descrição da classificação funcional dessas crianças a fim de comparar tais resultados com demais estudos.

Alguns estudos verificaram a influência da PC e o nível de severidade no controle da postura sentada durante atividades funcionais, incluindo agarrar uma bola arremessada e alcance de objetos. De acordo com Van der Heide et al. (2004, 2005), crianças com PC, especialmente mais grave, apresentaram pelve reclinada posteriormente e um tronco cifótico antes do iniciar o alcance. A anteriorização da pelve no sentar inclinado foi associada com uma melhor qualidade dos movimentos de alcance.

Em relação às estratégias de recrutamento muscular, estudos anteriores sugerem que crianças e lactentes sob alto risco para PC parecem até adquirir organização básica postural, mas não foram capazes de modular ajustes posturais mais refinados (*fine-tuning*) em tarefas específicas (Hadders-Algra et al., 1999b). Em outras palavras, crianças e lactentes com PC são capazes de ativar os músculos dorsais quando a perturbação é aplicada para a frente, no entanto tais crianças apresentam ordem imatura de recrutamento muscular (*top-down*), excessiva coativação dos músculos antagonistas e períodos mais longos de latência, especialmente para crianças com PC comprometidas bilateralmente (Van der Heide et al, 2004; 2005; Hadders-Algra et al., 1999b; Bigongiari et al, 2011; Boxum et al., 2014). Van Balen et al. (2015) demonstraram que, no início da infância (4 meses de idade), o recrutamento muscular postural no alcançar durante a postura sentada apresentou-se ligeiramente diferente entre lactentes de alto risco para PC e lactentes típicos. No entanto, esses lactentes apresentam um processo de agravamento progressivo dos déficits posturais. Aos 18 meses, os autores evidenciaram recrutamento com baixas porcentagens de ajustes posturais refinados (direção-específica), diminuição de ajustes antecipatórios, e períodos de latência mais longos no recrutamento dos músculos posturais em crianças que desenvolveram PC espástica com GMFCS I-III (van Balen, Dijkstra, & Hadders-Algra, 2012).

A incapacidade e atraso nas respostas posturais mais refinadas podem ser atribuídas ao processo de exploração-seleção prejudicada de estratégias motoras disponíveis. Além disso, pode ser que haja um conflito de adaptação entre o ganho de controle neuromotor e as mudanças relacionadas ao crescimento físico e/ou aos déficits no processamento sensorial. Por exemplo, Ferrari et al. (2010) constataram que o comprometimento perceptivo alterou a maneira como as crianças com PC ajustam a

postura sentada, contribuindo para limitações nas tarefas de alcance de objetos e déficits nos ajustes antecipatórios.

Além da presença da PC, Szopa & Domagalska-Szopa (2015) compararam a estabilidade da postura sentada entre crianças típicas com escoliose leve e crianças com PC hemiparética. Os autores sugeriram que a maior área do CoP apresentadas por crianças com hemiplegia não é exclusivamente atribuível aos danos no sistema nervoso central, mas também pode ser causada pelos efeitos negativos do desalinhamento postural (escoliose) como compensação secundária. Corroborando, Brogren et al. (2001) apresentaram que os ajustes posturais se diferem entre as posições sentadas eretas e em *crouch* tanto em crianças típicas quanto em crianças com PC, sugerindo que a ineficiência do controle postural está associada não somente ao tônus muscular ou espasticidade, mas também pode ser resultado de compensações e desalinhamentos biomecânicos.

Com base nos estudos revisados, a variabilidade interindividual existente no controle da postura sentada pode ser reflexo dos vários tipos de lesões no sistema nervoso central e alterações no sistema neuromuscular (Booth, Cortina-Borja & Theologis, 2001 (Marbin et al., 2002; Damiano, Martellotta, Quinlivan, & Abel de 2001, Szopa & Szopa, 2015). Tais fatores podem contribuir para uma variedade de deficiências motoras, incluindo pobre controle postural, fraqueza muscular e déficits no processamento sensorial (Bandholm, Rose, Sonne-Holm, & Jensen et al, 2009; Ferrari et al., 2010). Contudo, é de crucial importância compreender como fatores intrínsecos comprometem o controle postural em crianças com PC e como estes podem estar relacionados a prejuízos no desempenho das atividades funcionais. Assim, futuros estudos devem ser realizados com o intuito de entender quais fatores estão relacionados a esta tendência de progressão dos déficits posturais na criança com PC. Adicionalmente, o efeito de

protocolos de intervenção, órteses e suporte externo de tronco em lactentes com alto risco para PC deve ser explorado a fim de amenizar essa progressão dos déficits posturais.

#### *Fatores extrínsecos no controle da postura sentada em crianças com PC*

Além dos intrínsecos, os fatores extrínsecos também influenciam o controle da postura sentada em crianças com PC. Os fatores extrínsecos testados durante postura sentada estática podem ser divididos em dois grupos: manipulação sensorial (Saavedra et al., 2010; Liao et al., 2003; Hadders-Algra et al., 1999a; Brogren et al., 2001) e manipulação biomecânica (Hadders-Algra et al., 1999b; Saavedra & Woollacott, 2015; Van der Heide et al., 2004; Bigongiari et al., 2011). Saavedra et al. (2010) evidenciaram que a privação da visão está associada à maior estabilidade de cabeça em adultos e crianças típicas mais velhas, ao mesmo tempo que para a mesma condição a menor estabilidade de cabeça foi verificada em crianças típicas mais jovens e crianças com PC. Além disso, os autores evidenciaram que crianças com PC espástica apresentam pior desempenho com olhos fechados; enquanto que aquelas com PC discinética a cabeça tornou-se mais estável na condição de olhos fechados (Saavedra et al., 2010). Durante os testes de equilíbrio dinâmico (perturbações angulares e lineares) na postura sentada, crianças com PC responderam a perturbações com o aumento da amplitude de oscilação do CoP nas direções anteroposterior e médio-lateral (Liao et al., 2003). Crianças com diplegia grave exibiram ausência de ajustes de direção-específica durante a perturbação do corpo para trás, o que aponta para um déficit na organização básica do controle postural (Hadders-Algra et al, 1999a; Brogen et al, 2001). A revisão presente evidencia uma escassez de estudos que investiguem o efeito da manipulação sensorial no controle da postura sentada em crianças com PC. Além disso, pouco se conhece sobre como as crianças com PC utilizam e integram as informações sensoriais e a atividade motora com intuito de manter a orientação postural e a estabilidade.

Os estudos que testaram os fatores envolvidos na manipulação biomecânica investigaram mudanças no alinhamento e a influência do suporte de tronco externo durante a postura sentada estática (Hadders-Algra et al, 1999b; Brogen et al, 2001; Saavedra et al, 2010; van Balen et al, 2012). Van Balen et al. (2012) verificaram que o sentar sem apoio foi mais extenuante para os recém-nascidos com alto risco para PC, apresentado, assim, piores ajustes em direção-específica do que a condição sentada com apoio e quando comparados com crianças típicas. Saavedra et al. (2010) investigaram a influência do suporte externo de tronco e verificaram diminuição da amplitude e velocidade dos movimentos de cabeça em planos sagital e frontal para todos os grupos de PC e crianças típicas. Especificamente, Saavedra & Woollacott (2015) constataram que o suporte externo de tronco à altura das axilas ou da região torácica média melhorou o controle postural sentado para crianças com GMFCS V, enquanto o grupo GMFCS IV apresentou melhor alinhamento quando o suporte externo foi colocado nos níveis mais inferiores (pelve / quadril).

Manipulações biomecânicas igualmente foram aplicadas nas atividades dinâmicas com movimentos de membros superiores por meio das mudanças de alinhamento postural, bem como mudanças de peso, direção e distância dos objetos (Hadders-Algra et al., 1999b, 2007; Van der Heide et al., 2004;. Ferrari et al, 2010;. Ju et al, 2012; Bigongiari et al, 2011). Hadders-Algra et al. (2007) mostraram que a inclinação anterior da superfície do banco aumentou a eficiência do controle postural com menor ativação dos músculos do tronco e com maiores taxas de ajustes de direção-específica associados com a melhor qualidade no alcance de objetos em crianças com PC espástica unilateral. Por outro lado, embora a inclinação anterior e posterior do banco não tenha afetado a qualidade de alcançar objetos em crianças com PC espástica comprometidas bilateralmente, tais condições proporcionaram maior instabilidade postural com pobre



alinhamento de tronco. Ju et al. (2012) verificaram aumento da velocidade de pico do COP, aumento da amplitude de oscilação do CoP quando as crianças com PC realizaram movimentos de alcance mais distantes da linha média, sendo assim, menos eficientes do que as crianças típicas nestas mesmas condições. O peso adicional em membros superiores influenciou negativamente o controle postural e o desempenho do alcançar de objetos em crianças com PC comprometidas bilateralmente, enquanto que para as crianças com hemiplegia espástica não houve mudanças (Van der Heide et al., 2004). Bigongiari et al. (2011) investigaram a influência de diferentes pesos de bolas no controle postural durante a atividade de agarrar. Para a bola mais pesada, crianças com PC apresentaram aumento da ativação muscular do tronco superior com presença de co-contracção, especificamente no período de ajustes antecipatórios, ou seja, ligeiramente antes e depois do início do movimento do braço. Os autores sugerem que as estratégias de controle postural são baseadas em correções ligeiramente antes ou logo após o início do movimento e que a modulação dessas correções está comprometida em crianças com PC.

Os fatores extrínsecos podem influenciar o controle da postura sentada em crianças com PC de acordo com o nível de severidade funcional da criança. Apenas três fatores extrínsecos parecem facilitar o controle da postura sentada. Para as crianças com PC grave (GMFCS V), a superfície horizontal do banco e níveis de suporte externo de tronco mais superiores (axilar ou torácico-médio) parecem trazer benefícios no controle postural sentado. Para as crianças com PC moderado (GMFCS III-IV), o suporte externo à altura da pelve/quadril parece auxiliar no controle da postura sentada; além disso, a inclinação anterior do banco igualmente parece conduzir melhor alinhamento de tronco durante o alcançar de objetos em crianças com PC unilateral. A rotação externa do úmero parece aumentar as atividades musculares do tronco e gerar um melhor alinhamento de

tronco para crianças classificadas em níveis de GMFCS I-III (Dos Santos, Pagnussat, Simon, Py, & Severo, 2015). O aumento da distância de objetos ou a adição de peso nos membros superiores dificultam o controle postural sentado em crianças com PC.

Neste sentido, os fatores extrínsecos que facilitam o desempenho no controle da postura sentada podem ser incorporados no cotidiano dessas crianças, com intuito de melhorar a funcionalidade e facilitar as atividades e até mesmo a participação social dessas crianças. (**Figura 2B**). Por outro lado, os fatores extrínsecos que dificultam o desempenho de controle da postura sentada podem ser igualmente incorporados em reabilitação clínica quando o objetivo é aumentar a demanda como um fator de treino de equilíbrio. No entanto, todos esses fatores precisam ser validados por estudos de intervenção a longo prazo.

#### *Protocolos de tratamento para o controle postural sentado*

Há uma escassez de estudos que investigam o efeito de protocolos de intervenção direcionada à postura sentada em crianças com PC. Quatro estudos propuseram protocolos de tratamento objetivando melhorar o controle postural sentado, dois testaram o efeito da equoterapia (Benda, McGibbon, & Grant, 2003) ou em simulador de cavalo (Silva e Borges et al., 2010); um estudo verificou o efeito de assentos customizados com mais adequado alinhamento biomecânico (Hatta et al., 2007) e um ensaio clínico randomizado teve como objetivo comparar dois protocolos de intervenção em crianças com PC.

Benda et al. (2003) verificaram uma maior simetria nos músculos de tronco como um efeito imediato após 8 minutos de equoterapia em comparação com uma condição controle (alongamento passivo em rolo). O ensaio clínico randomizado de Silva e Borges et al (2010) evidenciaram um melhor controle postural sentado devido ao aumento do deslocamento máximo nas direções AP e ML, melhora na classificação

funcional (GMFCS) e maior participação social e qualidade de vida após 12 sessões de equoterapia no simulador de cavalo quando comparado com o grupo controle tratado com fisioterapia convencional. Os autores afirmaram que as técnicas de equoterapia conduzem à ativação de grupos musculares específicos para manter a postura contra a gravidade. Por esta razão, a repetição desse tipo de ativação muscular pode fortalecer os músculos do tronco e da pelve, melhorando o controle postural e o equilíbrio (Silva & Borges et al., 2010; Benda et al., 2003).


A adequação de uma cadeira de rodas para as pessoas com PC grave (incapazes de sentar independentemente) foi testada por Hatta et al. (2007). Neste estudo, o grupo experimental com a cadeira de rodas considerada mais apropriada em termos de melhor alinhamento apresentou maior profundidade dos apoios torácico e lombar do que o grupo controle com cadeira de rodas considerada mal ajustada. Os autores sugeriram que a melhor adequação foi associada ao melhor alinhamento da cabeça-pescoço e equilíbrio sentado.

Finalmente, Harbourne et al. (2010) investigaram o efeito de dois protocolos de reabilitação, o primeiro aplicado pelos pais e o segundo denominado como perceptivo-motor na escala GMFM e nas variáveis lineares e não lineares extraídas do CoP durante o sentar estático. Embora ambas as intervenções tenham conduzido a mudanças na dimensão sentado da escala GMFM, os autores evidenciaram que o protocolo perceptivo-motor promoveu maior complexidade do CoP nesse grupo. Os autores sugerem a implementação de análise não-linear na prática clínica como uma forma alternativa de analisar o efeito das terapias quando outras análises não forem sensíveis. Além disso, medidas não-lineares do COP podem detectar mudanças sutis nem sempre evidentes em lactentes com risco de apresentar PC. No entanto, acreditamos que novos estudos utilizando medidas lineares e não-lineares de COP, cinemática e variáveis da EMG ainda

são necessárias, especialmente associadas às escalas funcionais para diferenciar protocolos de tratamento que objetivam melhora no controle postural sentado.


## A Controle da Postura Sentada na PC

Lactentes de risco para PC	Crianças com PC
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Diminuição da complexidade dos movimentos na direção antero-posterior.</li> <li>• Diminuição de variabilidade e da velocidade do COP</li> <li>• Discreta diminuição na estratégia de especificidade direcionada (recrutamento dos músculos dorsais)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Diminuição das estratégias de recrutamento específico direcionado e <i>fine-tuning</i></li> <li>• Ordem de recrutamento <i>top-down</i></li> <li>• Diminuição de ajustes antecipatórios</li> <li>• Maior latência e excessiva coativação muscular</li> <li>• Aumento da área de oscilação</li> <li>• Pelve em reclinção posterior e tronco cifótico.</li> </ul>



## B O que

...torna mais difícil?	...torna mais fácil?
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Aumento da distância do objeto até a linha média em alcances</li> <li>• Aumento de peso da bola em movimentos de agarrar</li> <li>• Presença do peso adicional ao membro superior durante o alcance</li> <li>• Pertubações lineares e angulares da superfície               <ul style="list-style-type: none"> <li>• Ausência de suporte de tronco para lactentes</li> </ul> </li> <li>• Suporte externo apenas em pélvis e quadris (GMFCS V)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alcances próximos da linha média</li> <li>• Superfície horizonte não inclinada (PC com maior severidade)</li> <li>• Suporte de tronco axilar ou torácica média (GMFCS V)</li> <li>• Suporte externo apenas em élvís e quadris (GMFCS IV)</li> <li>• Rotação externa de úmero (GMFCS I-III)</li> </ul>



## ...está faltando?

- Compreender os fatores associados a esse processo “grow into deficits”
- Estudos que foquem na manipulação sensorial e atividades que mensurem o desempenho da postura sentada
- Fatores extrínsecos necessitam ser validados com intuito de incorporá-los à prática clínica como facilitador ou treino (fatores que desafiam a tarefa).
- Compreender quanto de apoio de tronco é necessário para melhorar o controle da postura sentada sem deixar de desafiar a criança
- Efeito de suporte de tronco, intervenções e treinos para o controle da postura sentada em lactentes em risco para PC.

**Figura 2:** Resumo das características e fatores influenciadores do controle da postura sentada em lactentes de risco e crianças com PC.



<b>Graziotin et al.<sup>24</sup></b>	1	1	1	1	1	1	0	0	1	1	1	1	1	0	0	1	12	Boa	
<b>Boxum et al.<sup>7</sup></b>	1	1	1	1	1	1	0	1	1	0	1	1	1	0	1	1	13	Boa	
<b>Média</b>	0.95	0.82	0.95	1	0.77	<b>0.64</b>	<b>0.09</b>	0.86	<b>0.23</b>	<b>0.18</b>	1.00	0.82	0.91	<b>0.55</b>	0.91	<b>0.64</b>	<b>11.5</b>	Boa	
<b>Quality</b>	Boa	Boa	Boa	Boa	Boa	Regular	Regular	Boa	Regular	Regular	Boa	Boa	Boa	Boa	Boa	Regular	Regular		
<b>Classificação/item</b>																			
<b>DP</b>	0.21	0.39	0.21	0.00	0.43	0.49	0.29	0.35	0.43	0.39	0.00	0.39	0.29	0.51	0.29	0.49	1.68		
<b>Avaliação da Qualidade de Estudos de Intervenção</b>																			
	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>C</b>	<b>D</b>	<b>E</b>	<b>F</b>	<b>G</b>	<b>H</b>	<b>I</b>	<b>J</b>								<b>Nível de evidência</b>	
<b>Benda et al.<sup>4</sup></b>	1																		Nível 4 (não elegível para PEDro)
<b>Hatta et al.<sup>29</sup></b>																			Nível 4 (não elegível para PEDro)
<b>Harbourne et al.<sup>28</sup></b>	1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	Nível 1b RCT
<b>Silva e Borges et al.<sup>55</sup></b>	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	Nível 2 RCT
<b>Swati et al.<sup>58</sup></b>	1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	Nível 3 (não elegível para PEDro)

#### **4.4 Qualidade dos procedimentos metodológicos**

Crítérios de qualidade relacionados à descrição dos procedimentos metodológicos foram em geral adequados, com 80% dos trabalhos classificados como de boa qualidade (pelo menos 60% da pontuação total). Uma descrição clara dos objetivos, características dos participantes e variáveis analisadas foi relatada em todos os estudos. Treze estudos descreveram claramente os critérios de inclusão e exclusão e onze descreveram a origem dos participantes recrutados. No entanto, não há estudos que justificaram o tamanho da amostra utilizada, apenas um estudo descreveu como participantes foram selecionados, envolvendo amostra de conveniência; e um estudo de intervenção foi classificado de alto padrão RCT. Nesse estudo, exclusão ou não inclusão dos participantes durante a intervenção foram relatados atingindo pontuação da escala PeDro maior ou igual 6 (Harbourne et al., 2010). Portanto, maiores cuidados no processo de seleção, recrutamento, alocação e cegueira dos participantes devem ser focados em estudos futuros. Vinte manuscritos descreveram os métodos estatísticos de maneira adequada para examinar subgrupos e interações. Apenas 50% dos estudos relataram claramente as suas limitações. Descrição das limitações alertam o leitor para os pontos fracos fundamentais e auxiliam na formulação de novas questões relacionadas à pesquisa. Portanto, estudos futuros devem rotineiramente relatar as suas limitações, especialmente estudos envolvendo novos procedimentos.

#### **5. Conclusão**

Os fatores intrínsecos podem influenciar o controle postural sentado em crianças com PC, dependendo das deficiências neurológicas do indivíduo e do nível de severidade funcional (nível GMFCS e PC bilateral/unilateral). No entanto, ainda necessita-se compreender como fatores intrínsecos comprometem o controle postural em crianças com PC e como estes podem estar relacionados a prejuízos no desempenho das

atividades funcionais, e quais os fatores estão relacionados com a essa tendência de ganho progressivo dos déficits (“*grow into deficits*”) posturais na criança com PC.

Os fatores extrínsecos podem influenciar o controle da postura sentada em crianças com PC de acordo com o nível de severidade funcional da criança. Estudos que investiguem a manipulação de informações sensoriais são necessários. Além disso, a eficácia de intervenções direcionadas à postura sentada em crianças com PC tem sido pouco relatada; procedimentos e métodos ainda podem ser mais investigados.



## ESTUDO 2



### **Efeito da Manipulação Sensorial no Controle da Postura Sentada em Crianças com Paralisia Cerebral**

Manuscrito a ser submetido à *Research in Developmental and Disabilities* .  
Autores: Carolina Souza Neves da Costa; Livia Pessarelli Visicato; Fernanda  
Moreira de Oliveira e Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha.

## **1. Introdução**

A paralisia cerebral (PC) é descrita como um grupo de desordens da postura e do movimento, as quais são atribuídas a lesões não progressivas do sistema nervoso central em desenvolvimento (Rosenbaum et al., 2007). As desordens motoras geralmente são acompanhadas pelo comprometimento dos sistemas musculoesquelético, neuromotor e sensorial, contribuindo para limitações nas atividades funcionais (Bax et al., 2005).

Crianças com PC apresentam dificuldades ao controlar a posição do corpo no espaço, em realizar ajustes antecipatórios para o cumprimento de atividades funcionais e na capacidade em reagir à perturbações inesperadas do equilíbrio (Chen & Woollacott, 2007; Carlberg & Hadders-algra, 2005; Pollock, Durward, Rowe, & Paul, 2000, Liu, Zaino, & McCoy, 2007). Vários fatores neurais podem explicar esse comprometimento, como a espasticidade, fatores não-neurais, e problemas de coordenação muscular, incluindo respostas posturais mal organizadas e um aumento excessivo na co-contração muscular (Woollacott et al., 1998; Brogren, Hadders-Algra, & Forssberg, 1996). Além disso, existem os fatores referentes às dificuldades de captação e processamento cortical das informações sensoriais (Englander et al., 2013; Cahill-Rowley & Rose, 2014; Hoon et al., 2009), que somados aos déficits motores, acarretam em alterações na capacidade de adaptação a mudanças de contexto da criança com PC.

Segundo Ulrich, Ulrich, Angulo-Kinzler, & Chapman (1997), a capacidade de adaptação perante modificação de um contexto depende tanto das experiências de cada criança, como das propriedades biomecânicas, neurofisiológicas e da organização desses componentes, os quais devem estar sensíveis à informação disponível.

Diante disso, vários autores estudam a capacidade de adaptação da criança com PC perante a manipulação de informação sensorial, como a privação da visão, quando na postura em pé (Rose et al., 2002; Barela et al., 2011) ou mesmo pela adição de uma

informação somatossensorial por meio de perturbações angulares da superfície de apoio (Burtner, Woollacott, Craft, & Roncesvalles). Donker, Ledebt, Roerdink, Savelsbergh, & Beek (2008) concluíram que a amplitude e regularidade de oscilação da postura ortostática tende a ser maior nas crianças com PC em comparação com as crianças típicas, o qual indicaria pobre controle postural nestas crianças. Além disso, crianças com PC espásticas apresentaram maiores oscilações com olhos fechados do que olhos abertos, indicando que essas crianças possuem dificuldades de se organizarem em momentos de privação de informação visual (Rose et al., 2002; Donker et al., 2008).

Embora a maioria dos estudos sobre controle postural e manipulação da informação sensorial tenha sido realizada na postura em pé, quando comparadas com crianças típicas, crianças com PC permanecem a maior parte do tempo na postura sentada. A posição sentada possui ampla base de suporte, e por isso exige menores demandas biomecânicas de equilíbrio à criança com PC (Saavedra, Woollacott, & Donkelaar, 2011; Brogren, Hadders-Algra, & Forssberg, 1998).

Poucos estudos testaram a manipulação da informação sensorial na postura sentada em crianças com PC (Bigongiari et al., 2011; Liao, Yang, Hsu, Chan, & Wei, 2003). Além disso, não foram encontrados estudos que manipularam a espessura e a densidade da superfície de apoio com a utilização de uma espuma. Condição essa, frequentemente utilizada na prática clínica como recurso para treino de equilíbrio.

Considerando, ainda, que a capacidade de adquirir a postura sentada nestas crianças é de extrema importância, pois muitas delas não conseguem ficar em posição ortostática, o objetivo do estudo é verificar a influência da informação sensorial (somatossensorial e visão) no controle da postura sentada em crianças típicas e com PC com diferentes níveis de funcionalidade (GMFCS I-IV), utilizando assim as condições randomizadas com olhos abertos, fechados em superfícies estável e instável.

Anteriormente, será importante avaliar as diferenças no controle da postura sentada entre os diferentes níveis de funcionalidade independente de sua capacidade de adaptação e para isto será utilizada apenas a condição olhos abertos e superfície estável.

É importante salientar, ainda, que a manipulação das informações sensoriais é uma forma de simular as demandas frequentemente encontradas na vida diária infantil. Por exemplo, quando a criança se depara com um quarto escuro (privação da visão), ou mesmo quando se senta ou fica em pé em uma cama (superfície instável). De acordo com a CIF, uma avaliação que prioriza a funcionalidade deve partir do pressuposto avaliar tanto o que a criança realiza no contexto habitual em que vive, como a capacidade de executar uma tarefa ou ação mais próxima do cotidiano infantil (Angsupaisal, Maathuis, & Hadders-Algra, 2015; Rauch, Cieza, & Stucki, 2008).

A partir dos objetivos propostos, as hipóteses são levantadas, a saber: (1) O desempenho na postura sentada diminui com o aumento das demandas sensoriais (somatossensoriais e visão) (Saavedra et al., 2011) assim acredita-se que o controle da postura sentada será melhor na condição superfície estável, olhos abertos (EA), do que nas condições superfície estável olhos fechados (EF), superfície instável, olhos abertos (IA) e superfície instável e olhos fechados (IF). Especificamente, uma melhora no desempenho da postura sentada será refletida pela análise cinética e eletromiográfica. Pela cinética será observado uma diminuição da amplitude anteroposterior e médio-lateral, diminuição na área e velocidade de oscilação do CoP. Considerando a análise eletromiográfica, por meio da variável *Root Mean Square (RMS)*, espera-se aumento da ativação simétrica entre os músculos contralaterais do tronco.

## 2. Métodos

### 2.1. Participantes

35 crianças típicas saudáveis, nascidos a termo com peso dentro da normalidade participaram do estudo. 45 crianças foram avaliadas, porém sete foram excluídas do estudo por não compreenderem os comandos dados durante os testes e duas por se recusarem a participar do estudo e chorar durante o experimento. 36 crianças saudáveis diagnosticadas com PC foram avaliadas (**Tabela 5**).

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos (CAAE: 04299912.6.0000.5504), visto que o presente estudo é parte do projeto “Efeito do *Pediasuit* no controle da postura sentada em crianças com Paralisia Cerebral” (Fapesp processo **2012/01252-0**) e os pais ou responsáveis pelas crianças assinaram previamente o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Para as crianças com diagnóstico de paralisia cerebral, deveriam ser do tipo espástica, classificadas em níveis de I a IV segundo “Sistema de Classificação da Função Motora Grossa” (GMFCS). As crianças não poderiam apresentar: doença cardíaca congênita (cardiomiopatias, hipertensão pulmonar), encurtamentos ou deformidades físicas que poderiam comprometer a permanência na postura sentada e a ausência de comprometimento mental ou físico que incapacitasse a compreensão dos comandos dados. Além disso, as crianças deveriam estar em atendimento fisioterapêutico regular (2 vezes na semana) por no mínimo a 6 meses. As crianças deveriam possuir: a) capacidade de se manter na postura sentada com braços livres ou com apoio das mãos sobre as coxas, por 30 segundos, sem necessidade de dispositivos auxiliares ou apoio de terceiros.

Foram não-incluídas no estudo, as crianças que tivessem realizado: a) procedimento cirúrgico ortopédico a menos de um ano antes da admissão no estudo; b) aplicação de bloqueios químicos a menos de 6 meses antes da admissão no estudo; c) uso recente de troca de medicação que poderiam afetar a força ou tônus muscular; d) subluxação de quadril acima de 30%; e) escoliose acima de 40° no ângulo de Cob; f) deformidades fixas de tronco (hiperlordose, hipolordose) e quadris (hipomobilidade fixa de quadris que impedissem a permanência da postura sentada ou que causasse algum tipo de dor); g) ausência de autorização dos responsáveis para participação no estudo.

Finalmente, aquelas que se adequaram nos critérios de inclusão foram submetidas aos testes experimentais. O cálculo amostral feito para este estudo apontou que uma amostra de no mínimo oito a dez crianças em cada nível de GMFCS (I-IV) seria necessário para demonstrar alterações estatisticamente significativas, caso elas existissem, considerando-se nível de significância de 5%, poder estatístico de 0,80 e um efeito (índice de correlação  $r$ ) esperado de 0,8 com base na magnitude de efeito obtido por meio de estudo piloto e baseado nas diferenças das variáveis cinéticas e eletromiográficas entre os níveis de GMFCS descritos na literatura (Nobre et al., 2010; Ferdjallah, Harris, Smith, & Wertsch, 2002; Corrêa, Corrêa, Franco, & Bigongiari, 2007).

**Tabela 5:** Dados gerais de cada criança avaliada.

Criança	Tipo	Gênero	GMFCS	Idade (anos)	Peso (Kg)
1	Hemiparético	M	I	5	23.98022
2	Hemiparético	M	I	6	16.56871
3	Hemiparético	F	I	6	14.28107
4	Hemiparético	M	I	7	53.69547
5	Hemiparética espástica	F	I	10	49.96063
6	Hemiparético	M	I	10	32.67039
7	Hemiparético	M	I	10	31.46099
8	Hemiparético	F	I	11	30.90227
9	Hemiparético	M	I	13	28.05769
10	Hemiparético	M	I	13	41.66703
11	Hemiparético	F	II	5	20.30805
12	Hemiparético	F	II	7	18.79291
13	Diparético	M	II	8	23.17284
14	Diparético	M	II	10	22.25993
15	Diparético	F	II	12	32.0244
16	Hemiparético	F	II	12	44.33114
17	Hemiparético	M	II	13	57.86297
18	Hemiparético	M	II	14	49.72078
19	Diparético	F	III	7	21.88296
20	Diparético	M	III	8	40.22926
21	Quadriparético	M	III	8	16.07065
22	Diparético	F	III	9	20.51768
23	Quadriparético	M	III	9	23.51156
24	Diparético	M	III	10	32.70821
25	Diparético	M	III	10	34.74681
26	Diparético	F	III	11	39.47025
27	Quadriparético	M	III	12	48.44335
28	Diparético	F	III	12	44.44625
29	Quadriparético	M	IV	6	19.9519
30	Quadriparético	M	IV	6	17.1056
31	Quadriparético	M	IV	6	18.53551
32	Quadriparético	M	IV	9	20.8364
33	Quadriparético	F	IV	9	17.99879
34	Quadriparético	M	IV	11	25.02686
35	Diparético	F	IV	12	39.99574
36	Quadriparético	F	IV	12	33.0655
<b>Média</b>		<b>22(M)</b>	<b>I(10) II(8)</b>	<b>9.41</b>	<b>30.72*</b>
<b>(SD)</b>		<b>14(F)</b>	<b>III(10) IV(8)</b>	<b>(2.56)</b>	<b>(12.16)</b>
37	Típico	F	-	14	53.2758
38	Típico	M	-	10	24.3378
39	Típico	M	-	5	20.3564
40	Típico	F	-	10	47.5231
41	Típico	F	-	9	33.0906
42	Típico	M	-	5	17.3801
43	Típico	M	-	8	26.3252
44	Típico	M	-	9	32.4507
45	Típico	M	-	10	59.4284
46	Típico	M	-	12	55.6605
47	Típico	M	-	11	40.1246
48	Típico	M	-	11	41.9067

49	Típico	M	-	7	33.2219
50	Típico	F	-	8	22.2041
51	Típico	M	-	10	50.2605
52	Típico	F	-	11	50.4964
53	Típico	F	-	10	34.5076
54	Típico	F	-	13	38.5888
55	Típico	M	-	6	19.3288
56	Típico	M	-	7	28.3412
57	Típico	F	-	6	36.916
58	Típico	F	-	7	24.0582
59	Típico	F	-	10	44.9013
60	Típico	F	-	9	34.0548
61	Típico	M	-	10	33.0878
62	Típico	M	-	9	46.9557
63	Típico	M	-	9	32.7791
64	Típico	M	-	9	29.2263
65	Típico	F	-	5	25.2081
66	Típico	M	-	8	25.1893
67	Típico	M	-	11	45.2973
68	Típico	F	-	8	21.3493
69	Típico	F	-	14	64.8773
70	Típico	F	-	7	20.4277
71	Típico	F	-	11	50.1195
<b>Média</b>		<b>15(M)</b>	-	<b>9.1144</b>	<b>36.093054*</b>
<b>(SD)</b>		<b>16(F)</b>		<b>(2.34)</b>	<b>(12.647)</b>

\*p<0.05 (diferença significativa)

Não houve diferença significativa entre grupos em relação à idade, porém o grupo de crianças com PC possui peso corporal significativamente menor do que o grupo de crianças típicas.

## 2.2 Procedimentos gerais e Equipamentos utilizados

Primeiramente, as crianças foram despidas pelo responsável e permaneceram vestidas apenas por um short de lycra. Essas foram pesadas e registradas as medidas de estatura, distância entre as espinhas ilíacas e comprimento de ambos os membros inferiores, com a finalidade de observar a que nível de crescimento corporal essas crianças estavam, bem como para a parametrização de dados antropométricos.



Após a obtenção das medidas anatômicas de acordo com o **APÊNDICE 1 e 2**, foi realizada a análise eletromiográfica dos músculos eretores da espinha no nível T8 e L1/L2 e reto abdominal, durante a permanência na postura sentada.

A aquisição dos sinais eletromiográficos foi realizada com um eletromiógrafo portátil de 16 canais (Trigno Wireless EMG System® DelSys®, Boston, USA) (FAPESP-2011/20942-5). Eletrodos passivos combinados a um pré-amplificador simples diferencial (Trigno Wireless® Delsys®, Boston, USA), com ganho definido em 1000, banda de frequência de 10-500 Hz, resolução de 16-bits e ruído de 1.2  $\mu$ V (RMS) foram utilizados. A frequência de coleta foi de 2000Hz.

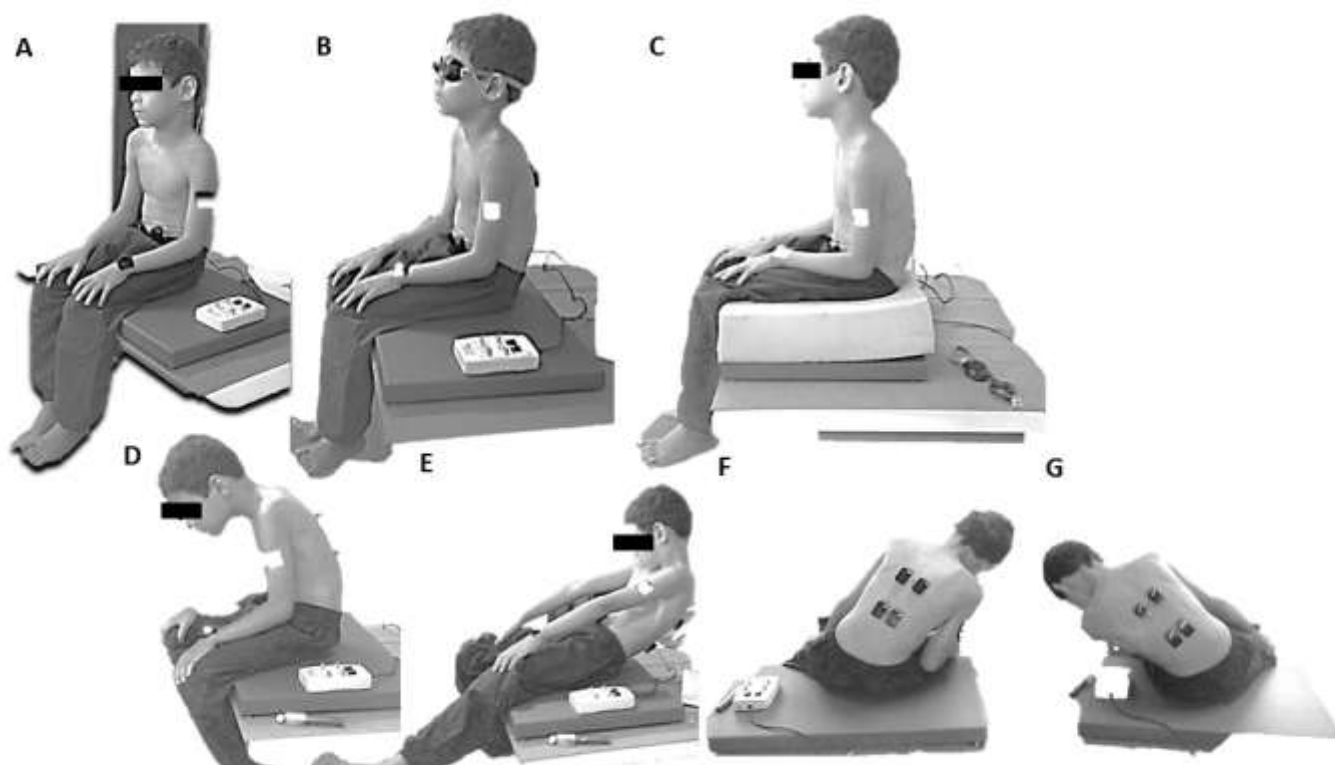
Uma plataforma de força BERTEC Portátil - FP4060-05 (Fapesp - Processo 2010/15010-3) foi posicionada sobre o assento do banco/mesa. A finalidade dessa análise foi mensurar os componentes vertical, anteroposterior e médio-lateral das forças de reação do solo e do deslocamento do centro de pressão durante a manutenção da postura sentada. A frequência de coleta é fixa e dada como 1000Hz.

## **2.3 Realização dos Experimentos e Obtenção dos Dados**

### ***Avaliação do Controle da Postura Sentada***

A avaliação do controle postural foi realizada a partir da plataforma de força e da eletromiografia, com crianças típicas e crianças com PC nos níveis de GMFCS I a IV. A criança foi sentada sobre a plataforma que permanecia sobre um banco/mesa, sendo que os pés não poderiam alcançar o chão e os membros superiores estavam ao longo do corpo, podendo a posição variar, porém sem o toque das mãos na superfície do banco e/ou plataforma (Brogren, Forssberg, & Hadders-Algra, 2001). No momento da coleta, as crianças estavam descalças. Uma vez posicionada sobre a plataforma, foi solicitado que olhasse à frente para um brinquedo que chamasse atenção da criança ou um vídeo com

imagens tranquilas com ausência de som posicionada na altura de seus olhos a uma distância de 1m e permanecesse o mais imóvel possível pelo período de tempo de 20 segundos. O procedimento com brinquedos e distrações diversas é frequentemente aplicado em estudos com crianças com PC e lactentes, pela dificuldade em mantê-los o mais estático possível (Saavedra, Joshi, Woollacott, & van Donkelaar, 2009; Saavedra et al., 2011; Saavedra & Woollacott, 2015; Harbourne, Willett, Kyvelidou, Deffeyes, & Stergiou, 2010; Cignetti, Kyvelidou, Harbourne, & Stergiou, 2011). A criança realizou a tarefa por duas vezes para que ocorresse um processo de adaptação à atividade. Após a adaptação, foram realizadas três tentativas de 20 segundos cada uma com a criança em superfície estável, com um período de descanso de 40-60 segundos entre cada uma das coletas (McPherson et al., 1991). Essa condição foi considerada como estável com olhos abertos (EA- **Figura 3A**).



**Figura 3:** Representação das condições de manipulação sensorial. A. estável com olhos abertos; B. e fechados; C. instável com olhos abertos. Teste de limite de estabilidade com deslocamento máximo anterior (D), posterior (E), lateral direita (F) e lateral esquerda (G).

Para a análise da influência das demandas sensoriais, foram acrescentadas as condições:

Condição estável com olhos fechados (EF): criança sentada na superfície estável (sem espuma), com os olhos fechados (Figura B).

Condição instável com olhos abertos (IA): criança sentada na superfície instável (com espuma de densidade 33) de acordo com Melo et al. (2009) e Saxena, Rao, & Kumaran (2014), com olhos abertos (**Figura 3C**).

Condição instável com olhos fechados (IF): criança sentada na superfície instável com olhos fechados.

Condição limite de estabilidade (LTE): Essa condição foi utilizada para normalizar os dados da eletromiografia. Para isto foi pedido à criança a realizar o máximo de deslocamento anterior (**Figura 3D**), posterior (**Figura 3E**), lateral direita (**Figura 3F**), lateral esquerda (**Figura 3G**) na postura sentada. As condições foram normalizadas pela média dos três picos de contração nessa atividade. A opção por essa atividade em detrimento da aquisição de contração voluntária submáxima tradicional dá-se pelo fato desta exigir um nível de compreensão menor. Além disso, indivíduos, incluindo adultos e crianças, com lesão cerebral possuem reflexos multiarticulares e dificuldade de manter a contração por um determinado tempo, o que dificulta a mensuração da contração isolada de grupos musculares (Finley, Perreault & Dhaher, 2008; Damiano, Alter & Chambers, 2010; D'Amico et al., 2014).

A ordem das condições de manipulação sensorial foi adequadamente randomizada, não havendo diferença significativa em relação ao número de tentativas e a ordem adotada ( $p > 0.05$ ). Durante todo o período em que a criança estava sentada na

plataforma, o pesquisador permaneceu ao lado dela para evitar quedas caso ocorresse algum desequilíbrio durante a atividade.

### ***Variáveis Dependentes da Avaliação do Controle Postural***

#### ***Análise da plataforma de força:***

As plataformas de força são do tipo células de carga que utilizam quatro transdutores do tipo “*strain gages*”. Tais transdutores são dispositivos elétricos que apresentam resistência elétrica variada em função da deformação mecânica, posicionados nos quatro cantos da plataforma. O sistema de plataforma de forças representa os componentes x, y e z do sistema ortogonal. Os sensores de força foram arranjados para medir os três componentes de força  $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ , e os três componentes do momento de força  $M_x$ ,  $M_y$  e  $M_z$ . Sendo x, y e z as direções médio-lateral, anteroposterior e vertical, respectivamente. A plataforma foi capaz de mensurar o componente de reação do solo para estimar o CoP, ponto de atuação das resultantes das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte. A partir da localização e da trajetória do COP foi possível analisar o deslocamento do COP, mensurando assim a oscilação postural durante a atividade (Duarte & Freitas, 2010).

Para a análise dos dados da plataforma, primeiramente se foi necessário estudar os sinais obtidos. Nesse sentido, para a escolha do filtro correto para análise dos dados foi realizado uma análise residual dos dados. No caso dos sinais obtidos por meio da plataforma de força ( $f_x$ ,  $f_y$  e  $f_z$ ), a frequência de corte necessária foi de Butterworth passa-baixa a aproximadamente 10Hz.

a) Amplitude médio-lateral (ML) e Amplitude anteroposterior (AP) –verificam o quanto o CoP deslocou-se nas direções médio-lateral e anteroposterior. Esta variável ilustra o quanto a criança oscilou para manter-se estável, ou seja, quanto maior o valor

desta variável maior a instabilidade, pior é o desempenho segundo Brogren, Forssberg, & Hadders-Algra, (2001) e Duarte & Freitas (2010).

b) Área de oscilação do CoP – Grandeza calculada a partir dos valores de Amplitude de x e de y, verificando a área em que o COP oscilou. Quanto maior o valor desta variável, maior a dificuldade de equilíbrio (Duarte & Freitas, 2010).. A variável área estima a dispersão dos dados do CoP pelo cálculo da área do estatocinesiograma. Há diferentes maneiras de se calcular esta área e uma das mais comuns é por meio do método estatístico análise dos componentes principais. Por esse método, é possível o cálculo de uma elipse que engloba uma determinada percentagem (por exemplo, 95%) dos dados do CoP, sendo que os dois eixos desta elipse são calculados a partir das medidas de dispersão dos sinais do CoP.

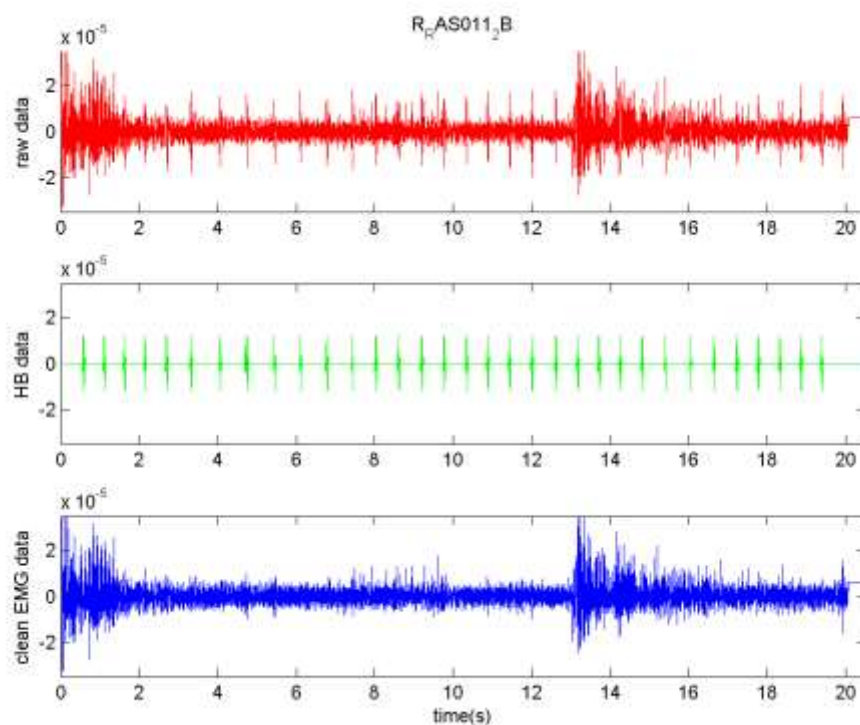
c) Velocidade de oscilação do COP – Referente à velocidade de oscilação do COP

pela seguinte formula:  $d = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}$ . Quanto maior a velocidade de oscilação, menor a capacidade do indivíduo em manter-se estável (Kyvelidou, Harbourne, & Stergiou, 2010; Liao et al., 2003).

### ***Análise de eletromiografia:***

Como a eletromiografia foi realizada em músculos do tronco, frequentemente há ruídos advindos dos batimentos cardíacos (ECG). De acordo com a literatura, filtragem simples de 20-30Hz não filtram os artefatos do coração de baixas frequência. Dessa maneira, foi utilizado um algoritmo específico para a subtração do sinal ECG de acordo com Aminian, Ruffieux, & Robert (1988). Esse processo é extremamente lento e dispende muito tempo, porém os resultados são muito eficientes, visto que o artefato é retirado mesmo com a presença de contração muscular como pode ser ilustrado na figura abaixo.

Após a retirada dos artefatos cardíacos, os dados são retificados, ou seja, transformados em valores positivos, e subtraído pela média. Em seguida foram filtrados com filtro Butterworth de 4ª ordem, passa-baixa 20-450Hz e atraso de fase zero.



**Figura 4.** Representação da subtração do artefato ECG segundo Aminian et al. (1988) no músculo reto abdominal direito.

Os sinais foram suavizados, a partir da filtragem (passa-banda baixa de 4ª ordem) ponto de corte alto de 500Hz e um baixo de 20 Hz, o qual elimina os artefatos provenientes do ambiente de registro (**Figura 4**).

- a) A quantificação eletromiográfica de cada músculo descreve a quantidade de energia muscular gasta para a realização de um movimento nos domínios do tempo. Para a análise do domínio de tempo, será calculado o valor da Raiz Quadrada da Média ou *Root Mean Square (RMS)*, a partir do janelamento de 20ms. Para permitir comparações entre os músculos e os participantes, os valores gerados pela RMS foram normalizados pelo máximo de contração de

cada músculo no teste de limite de estabilidade (**Figura 3D, E, F e G**). Assim, quanto maior a RMS, maior é a energia muscular gasta para a manutenção da postura.

- b) A simetria da atividade neuromuscular dos músculos contralaterais (extensores espinhas dos lados direito e esquerdo) foi calculada pelo índice entre o nível de atividade dos lados direitos e esquerdo. Os índices com valores mais próximos de 1 são considerados com maior nível de simetria.

É importante salientar que a análise de confiabilidade intra-sessões e entre-sessões (teste-reteste) foram realizadas com 12 crianças típicas, as quais não participaram do presente estudo, com a mesma idade das crianças do presente estudo. Para a análise de intra-sessão, os valores de ICC (Shrout and Fleiss –  $ICC_{(2,1)} = \text{variância de cada criança} / \text{variância total}$ ) dos RMS de todos os músculos avaliados foram sistematicamente acima de 90%. Para a análise entre-sessões ou teste-reteste os valores de ICC variaram entre 85% a 92%.

Para a redução dos dados eletromiográficos e cinéticos e para a obtenção dos valores referentes de cada variável foram desenvolvidas rotinas no software Matlab® (versão 7.0).

#### 2.4. Análise Estatística

Para a análise dos dados utilizou-se *Linear Mixed Model*, que utilizaram como fatores fixos Grupos e Condições e fatores randômicos as tentativas e o sujeito. Foi utilizado programa estatístico R e o pacote estatístico lmr4 (Bates, Maechler & Bolker, 2011). P-valor <0.05 foi considerado para diferenças significativas.

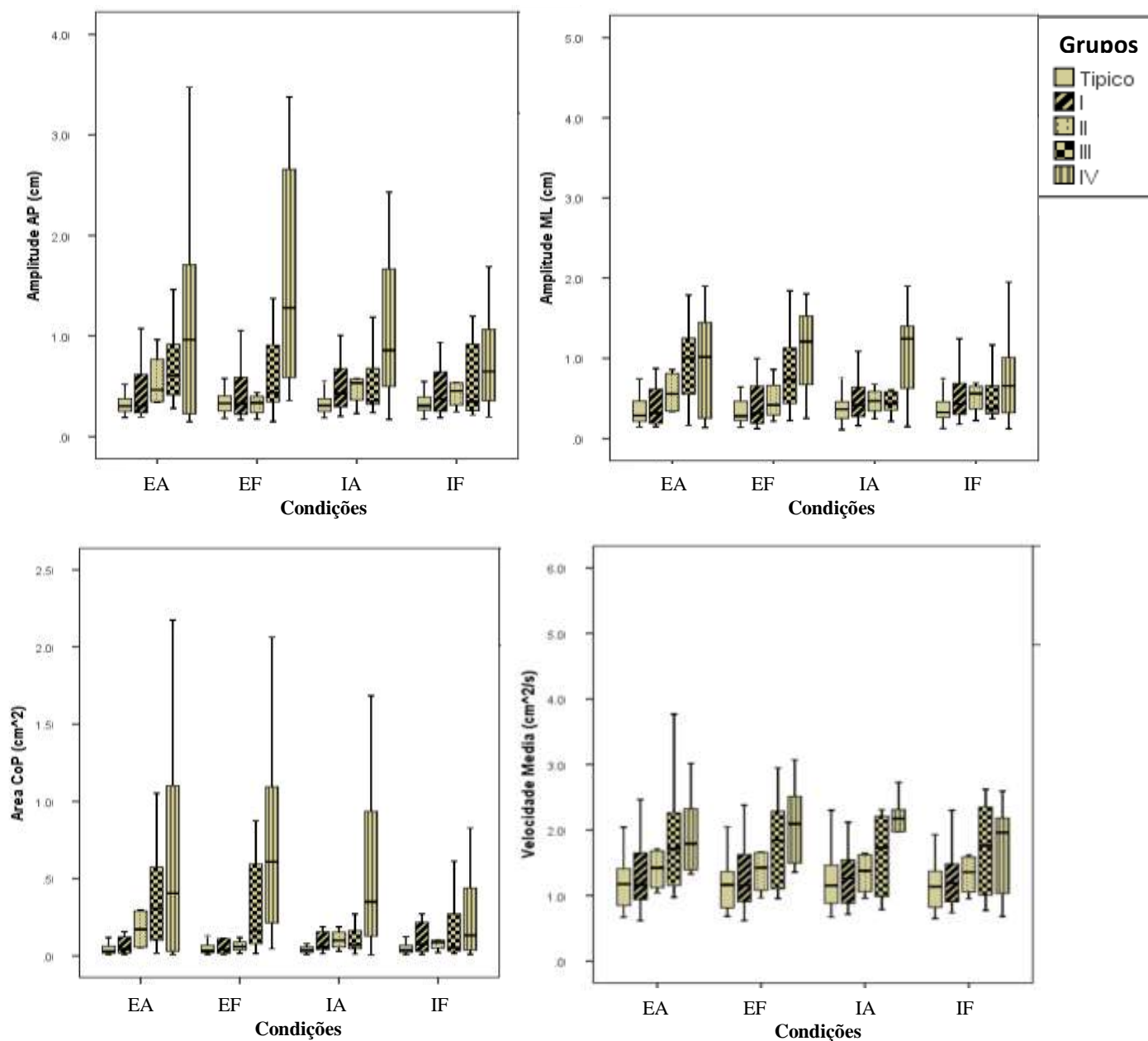
### **3. Resultados**

Um total de 560 tentativas para o grupo típico e 540 tentativas para o grupo PC foram coletadas. No entanto, apenas as 3 primeiras tentativas válidas foram consideradas para a análise. Assim, 420 tentativas, para o grupo típico, somadas a 432 tentativas, para o grupo PC foram incluídas tanto para as variáveis de plataforma de força. Houve uma perda de dados na análise de EMG, sendo incluídos 30 crianças típicas e 29 crianças com PC. Assim, 360 tentativas, para o grupo típico, somadas a 348 tentativas, para o grupo PC foram incluídas na análise para as variáveis de eletromiografia. Os resultados serão apresentados, para cada grupo de variáveis CoP e ativação muscular. As diferenças entre grupos considerando apenas a condição controle EA e as diferenças ao longo das condições sensoriais levando em consideração os grupos e condições.

#### **3.1. Variáveis de Controle Postural por meio das variáveis do CoP**

A **Figura 5** ilustra a amplitude anteroposterior (AP), amplitude médio-lateral (ML), área de oscilação do CoP e velocidade média nas condições EA, EF, IA e IF para crianças típicas e com PC.





**Figura 5.** A. Amplitude ântero-posterior; B. Amplitude médio-lateral; C. Área de oscilação do COP; D. Velocidade média nas diferentes condições entre grupos (típicos e com PC nível de GMFCS I, II, III e IV).

Em relação a diferença entre grupos, foi levado em consideração apenas a condição controle EA. Constatou-se, assim, diferença significativa em relação as amplitudes anteroposteriores ( $p < 0.001$ ) e médio-lateral ( $p < 0.001$ ) entre os grupos. Aplicando-se post hoc, constatou-se valores de amplitudes anteroposterior e médio-lateral significativamente maiores para os grupos GMFCS III nas condições EA ( $p < 0.0125$ ) quando comparados com o grupo típico. O grupo GMFCS IV ( $p < 0.0125$ ) possui valores significativamente maiores de amplitudes anteroposterior e médio-lateral do que os demais grupos.

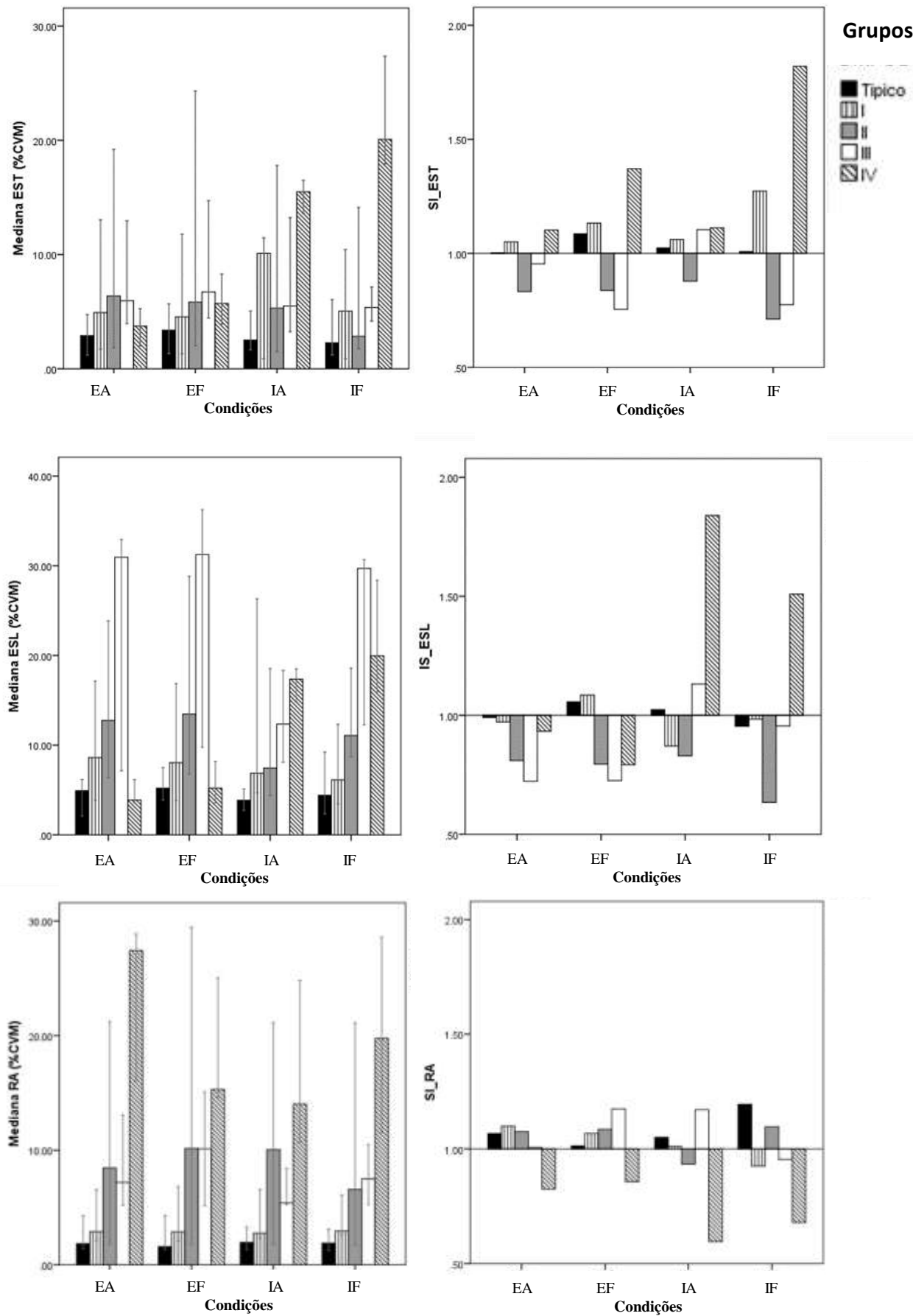
Constatou-se diferença significativa em relação a área de oscilação do CoP ( $p < 0.001$ ) entre os grupos, levando em consideração apenas a condição controle (EA). Aplicando-se post hoc, constatou-se que o grupo GMFCS III possui valores significativamente maiores ( $p = 0.0056$ ) em relação ao grupo típico. O grupo GMFCS IV ( $p < 0.001$ ) possui valores significativamente maiores de área de oscilações do CoP do que os demais grupos.

Acerca dos valores de velocidade média, verificou-se diferença significativa para diferentes grupos ( $p < 0.001$ ), levando em consideração apenas a condição controle (EA). Aplicando-se post hoc, constatou-se que os grupos GMFCS III e IV possuem valores de velocidade média significativamente maiores do que o grupo típico e GMFCS I ( $< 0.0125$ ).

Ao longo das diferentes condições de manipulação sensorial, verificou-se ausência de diferença significativa para todas as variáveis amplitude anteroposterior, médio-lateral, velocidade média e área de oscilação do CoP, para os diferentes grupos de crianças e níveis de GMFCS.

### **3.2. Atividade muscular por meio da eletromiografia**

A **Figura 6** ilustra a atividade musculares das regiões torácicas, lombares e abdominais nas condições EA, EF, IA e IF para crianças típicas e com PC.



**Figura 6.** A. Mediana dos valores A. RMS de eretores espinais torácicos (EST); B. Índice de simetria (SI) para EST; C. RMS de eretores espinais lombares (ESL); D. SI para ELS; E. RMS de reto abdominais (RA); F. SI para RA média nas diferentes condições entre grupos (típicos e com PC nível de GMFCS I, II, III e IV)

Em relação à comparação entre grupos, levando em consideração apenas a condição EA, constatou-se diferença significativa entre os grupos para os valores de RMS dos músculos eretores torácicos ( $p < 0.001$ ), lombares ( $p < 0.001$ ) e reto abdominais ( $p < 0.001$ ). Os grupos GMFCS II ( $p < 0.0125$ ) e III ( $p < 0.0125$ ) possuem valores RMS para os músculos eretores torácicos significativamente maiores do que o grupo de típicos. À medida que o nível de severidade aumenta, os valores de RMS para os músculos eretores lombares aumentam, assim o grupo GMFCS III ( $p < 0.0125$ ) possui valores RMS para os músculos eretores lombares significativamente maiores do que típicos, GMFCS I e II. Com exceção do grupo GMFCS IV, o qual possui valores de RMS para os músculos lombares significativamente menores que os grupos I, II e III. Constatou-se que o grupo GMFCS IV possui valores significativamente maiores de RMS dos músculos abdominais do que os grupos GMFCS I ( $p < 0.001$ ), II ( $p < 0.005$ ) e III ( $p < 0.0125$ ). Além disso, os valores de RMS dos músculos reto abdominal são significativamente maiores para os grupos classificados em nível II ( $p < 0.0125$ ), III ( $p < 0.0125$ ) e IV ( $p < 0.01$ ) quando comparado ao grupo típico.

Quando se comparou diferentes condições sensoriais, no grupo IV houve aumento significativo dos valores RMS de eretores torácicos nas condições IA ( $p < 0.001$ ) e IF ( $p < 0.001$ ) em comparação à condição controle. O grupo GMFCS III aumentou significativamente os valores RMS de eretores lombares na condição IF ( $p = 0.0015$ ) em relação a IA, enquanto que grupo IV aumentou significativamente os valores RMS de eretores lombares nas condições IA ( $p = 0.0011$ ) e IF ( $p < 0.001$ ). Não houve diferença significativa para os valores RMS dos músculos reto abdominais quando se comparou diferentes condições sensoriais, para todos os grupos de funcionalidade.

Para os valores de simetria dos músculos torácicos, houve diferença significativa ( $p = 0.0121$ ) apenas na condição IF, em que o grupo nível IV são mais assimétricos em

relação à condição controle. Enquanto os valores de simetria dos músculos lombares ( $p < 0.01$ ) e abdominais ( $p = 0.0119$ ), o grupo nível IV são mais assimétricos nas condições IA ( $p < 0.001$ ) e IF ( $p = 0.0122$ ) em comparação à condição controle EA.

#### **4. Discussão**

O objetivo do presente estudo foi verificar a influência da manipulação sensorial (visual e somatossensorial) no controle da postura sentada em crianças típicas e com PC. Os resultados demonstram que crianças com PC em diferentes níveis de função e mobilidade possuem distintas características em relação ao controle da postura sentada e atividade muscular de tronco. Além disso, embora todas as crianças sejam capazes de se ajustarem às diferentes condições de manipulação sensorial, crianças mais graves (III e IV) apresentaram uma maior dificuldade de se adaptar quando posicionadas em superfície instável refletida pelo aumento da ativação e assimetria muscular.

#### *Variáveis do CoP, Ativação muscular e os diferentes níveis de severidade na criança com PC*

A maior base de suporte e menor demanda biomecânica exigida dos segmentos corporais são explicações para o fato de crianças com PC permanecerem maior parte do tempo sentadas (Liao et al., 2003). No entanto, é possível observar que mesmo em tal postura, sem qualquer manipulação, crianças com PC em nível de GMFCS II, III e IV possuem um desempenho inferior quando comparadas com crianças típicas. Constatou-se no presente estudo, que para os níveis de GMFCS III-IV maior é a amplitude AP e ML, e quanto maior o nível de GMFCS (II, III e IV) maior é a área de oscilação do CoP e a velocidade média. Foram encontrados poucos estudos que avaliassem as mesmas variáveis extraídas pelo CoP, na mesma faixa etária das crianças com PC avaliadas no presente estudo. Liao et al. (2003) evidenciaram que crianças de 3-8 anos de idade com

PC apresentaram amplitude maior na direção médio-lateral do que as crianças típicas de mesma idade. Embora esse estudo corrobore parcialmente com o estudo presente, não foram descritos a funcionalidade e grau de severidade dessas crianças. Por outro lado, Kyvelidou, Harbourne, & Stergiou (2010) verificaram que crianças de 12 meses de idade com risco para PC apresentaram variabilidade e velocidade do CoP menores do que crianças típicas com semelhante tempo de aquisição do sentar. Tais contradições referentes aos resultados encontrados no presente estudo e na literatura podem ser atribuídas à diferença de idade, funcionalidade e severidade das crianças avaliadas.

Esse déficit de controle da postura sentada em crianças com PC pode ser atribuído a vários fatores como ausência de controle supra córtico-espinhal e espasticidade, alteração de tônus muscular e déficits no controle de ativação neuromuscular, contribuindo para respostas musculares estereotipadas e pobremente organizadas, com aumento da coativação agonista-antagonista e restrição de movimentos (van der Heide & Hadders-Algra, 2005; Woollacott & Shumway-Cook, 2005; Prosser, Lee, Barbe, VanSant, & Lauer, 2010).

No que tange à atividade muscular, o presente estudo também verificou aumento dos valores de RMS (%CVM) para extensores de tronco e flexores à medida que o nível de severidade aumenta, com exceção do grupo de crianças mais graves (GMFCS IV), que apresentou maior ativação de flexores de tronco, porém com diminuída ativação de extensores de tronco na condição controle (EA). Excessiva atividade dos músculos de tronco em tarefas de repouso é uma característica frequentemente relatada na população de crianças com PC (Unnithan, Dowling, Frost, Volpe Ayub, & Bar-Or, 1996; Prosser, Lee, VanSant, Barbe, & Lauer, 2010; Policy, Torburn, Rinsky, & Rose. Tal estratégia segundo Nicholson, Morton, Attfield, & Rennie (2001) e Beckung, Carlsson, Carlsdotter,

& Uvebrant (2007) e Rosenbaum (2007) é um mecanismo de compensação de um pobre controle postural com o intuito de melhorar a estabilidade.

Outro fator que pode contribuir para diferentes estratégias de ativação muscular é o alinhamento biomecânico. Embora o presente estudo tenha tido cuidado com o posicionamento, requerendo à criança a manutenção da postura sentada ereta, não foi possível controlar todas as modificações e variabilidade de posturas entre as crianças, principalmente quando estas detinham maior dificuldade em manter-se sentada. Por meio de vídeo, observou-se que frequentemente, crianças mais graves apresentaram pelve retrovertida e posição cifótica de tronco. Brogren et al. (2001) avaliaram o sentar em um grupo de crianças com PC com idades e níveis de severidade similares à do presente estudo. Corroborando com os nossos resultados para a condição controle (EA), os autores relataram que crianças com PC moderadas à graves também apresentavam posição cifótica e retroversão de pelve e essa postura está significativamente associada à presença de excessiva ativação de reto abdominal e diminuição da ativação de extensores torácicos e lombares quando comparada às crianças típicas e PC menos severas. Hadders-Algra et al. (2007) constataram a associação entre inclinação posterior de pelve e a diminuição de ativação de extensores torácicos em crianças com PC mais graves. Acredita-se assim, que a distinta estratégia de ativação muscular adotada por crianças no nível de GMFCS IV deve-se ao menor nível de habilidade do sentar e também consequente ao pobre alinhamento biomecânico. O estudo presente não verificou quantitativamente as estratégias de compensação associadas à orientação de segmentos, sendo apresentada assim como uma das limitações desse estudo.

Essa desarmonia entre o aumento excessivo da ativação muscular de determinados músculos e o silenciar de outros predispõe à criança maior instabilidade postural e, conseqüentemente, maior dificuldade em gerar respostas adaptativas em situações de



desequilíbrio nas atividades diárias. Nesse sentido, estudar o nível de adaptabilidade da criança com PC em superfície instável com o uso de espuma e a privação da visão é relevante, visto que tais condições simulam diversos ambientes que a criança encontra no dia-a-dia, como por exemplo, sentar na cama ou um sofá e em um ambiente escuro.

*CoP e Ativação muscular nas diferentes condições de manipulação sensorial na criança com PC*

O presente estudo verificou que todas as crianças foram capazes de se adaptar à manipulação das informações sensoriais, não apresentando mudanças nos parâmetros lineares do CoP. No entanto, crianças mais graves (IV) apresentaram uma maior dificuldade de se adaptarem às condições instáveis, refletida pela mudança, frequentemente aumento na ativação e na assimetria muscular de extensores e flexores de tronco.

A explicação dos resultados obtidos pode se basear em dois fatores. Primeiro, o aumento na demanda biomecânica oferecida pelas condições instáveis possibilita maior risco para o desequilíbrio, gerando, assim aumento da atividade muscular e tendência de maior co-ativação agonista/antagonista e aumento de assimetria muscular.

Segundo Brogren et al. (2001) e Hadders-Algra et al. (2007), quando aumenta-se a demanda biomecânica para a manutenção de equilíbrio na tarefa do sentar, como por exemplo, a utilização da inclinação anterior do banco; a criança com PC aumenta suas atividades musculares. Essa estratégia em bloco de tronco também pode ser observada em lactentes de 4 a 6 meses durante o período de aquisição do sentar. Saavedra, van Donkelaar, & Woollacott (2012) verificaram que ao longo dos meses, à medida que o melhor controle de tronco é aprendido, a co-contração e assimetria da musculatura de tronco também diminuem.

A relação entre aumento de demanda biomecânica e assimetria é frequentemente observada em demais tarefas entre crianças com PC. Böhm & Döderlein (2012), ao investigar a simetria de parâmetros cinéticos e cinemáticos do andar e do correr, averiguaram que crianças com PC tornaram-se mais assimétricas em mais de 50% dos parâmetros investigados quando corriam. Dessa maneira, acredita-se que tanto a assimetria quanto o aumento de ativação muscular sejam estratégias de compensação às maiores demandas exigidas aos sistemas musculoesquelético e sensoriais.

De acordo com recentes pesquisas utilizando a neuroimagem, além de fibras descendentes córtico-espinhais (Englander et al., 2013; Cahill-Rowley & Rose, 2014), crianças com PC apresentam com frequência lesões em fibras ascendentes, responsáveis pela conexão entre o tálamo e o córtex sensorial. Além disso, Hoon et al. (2009) verificaram alta correlação entre a ocorrência de lesões de fibras ascendentes de radiação talâmica posterior e as medidas clínicas de comprometimento motores. Isso demonstra que a patologia PC está longe de ser caracterizada somente por debilidades motoras, e que os fatores determinantes para os comprometimentos motores podem estar associados às deficiências sensoriais. Assim, além do fator biomecânico, é importante salientar o segundo fator acerca de debilidades de captação e processamento das informações sensoriais de crianças com PC.

Os resultados do presente estudo demonstraram que crianças com maior nível de severidade apresentaram problemas ao ajustar as informações sensoriais, visto que mesmo com olhos abertos na condição instável, a visão não foi suficiente para manter o mesmo nível de atividade muscular. Sugere-se assim, que a manutenção do controle da postura sentada, para essas crianças são mais influenciadas pelas informações somatossensoriais do que a visão. É importante salientar que não foram encontrados estudos que avaliaram a manipulação da informação sensorial por meio da privação da

visão e da utilização de espuma na postura sentada em crianças com PC. No entanto, três estudos similares com crianças com PC nível de GMFCS I e II investigaram o conflito visual (privação, modificação na referência visual, e feedback visual) com o conflito somatossensorial (superfície estável e instável) no controle da postura ortostática (Liao, Jeng, Lai, Cheng, & Hu, 1997; Cherng, Su, Chen, & Kuan, 1999; Saxena et al., 2014). Os resultados desses estudos corroboram com os do presente estudo, pois verificaram a dependência da informação somatossensorial em crianças com PC.

Nordmark, Hägglund, & Lagergren, (2001) e Himmelmann, Beckung, Hagberg, & Uvebrant (2006) evidenciaram um sistemático aumento de comprometimento visual à medida que o nível de GMFCS de crianças com PC aumenta. Essas crianças apresentam não somente maiores chances de apresentar miopia, hipermetropia e estrabismo, como também comprometimentos mais difíceis de serem diagnosticados e tratados como coordenação de fixação e movimentos dos olhos, acurácia e discriminação de profundidade (Ghasia, Brunstrom, Gordon, & Tychsen, 2008). Além disso, Van de Winckel et al. (2013) ao avaliar a capacidade de crianças com PC na discriminação de formas de objetos confirmaram a maior ativação das áreas de giro cingulado posterior quando comparadas com a crianças típicas. Isso significa que crianças com PC ao manipular objetos na tentativa de discriminá-los demandaram maior atenção somatossensorial do que as conexões viso-espaciais.

Adicionalmente, é importante salientar que maiores graus de comprometimento visual estão positivamente associados a maiores graus de comprometimento do sistema somatossensorial em crianças com PC (Teflioudi, Zafeiriou, Vargiami, Kontopoulos, & Tsikoulas, 2011). No presente estudo, crianças mais graves aumentaram ainda mais a atividade muscular de extensores, na condição instável de olhos fechados quando comparados com crianças típicas, o que demonstra que não se trata apenas de

comprometimento de sistemas isolados como da visão, do sistema somatossensorial e do vestibular, mas também da pobre organização multissensorial motora.

Segundo Bair, Klemel, Jeka, & Clark (2009), uma mudança no ambiente não necessariamente é captada da mesma maneira por distintos sistemas sensoriais, exigindo assim, a capacidade de integrar as informações multissensoriais adaptativamente. Essa integração é essencial para solucionar os problemas de ambiguidade entre a resposta motora e o modelo interno de percepção do movimento. O desenvolvimento adequado de ajustes multissensoriais contribuem para a maior estabilidade e adaptabilidade no controle da postura, além de ser fundamental para a realização de atividades funcionais (Bair, Klemel, Jeka, & Clark, 2009; Jeka, Oie, & Kiemel, 2000; Peterka, 2002).

Portanto, futuros estudos que investiguem respostas posturais a *inputs* visuais dinâmicos com conflitos somatossensoriais e vestibulares são necessários, com intuito de compreender as estratégias de ajustes multissensoriais adotadas por crianças com PC. Além disso, a identificação dessas estratégias auxilia no desenvolvimento de intervenção sensório-motora mais efetiva nessa população, visto que o tradicional programa de Integração Sensorial não tem mostrado evidência científica na funcionalidade (Novak et al., 2013).

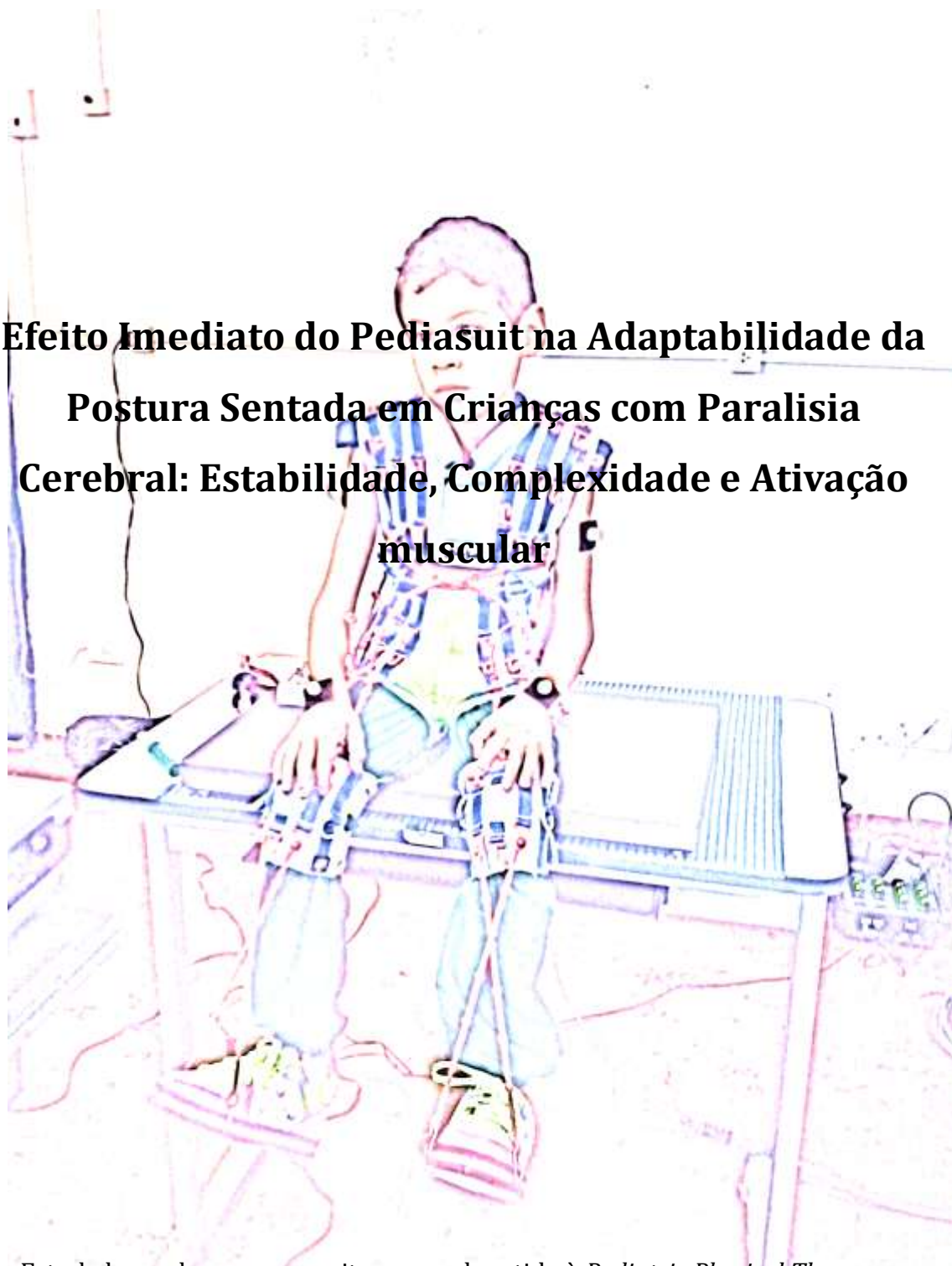
## **5. Conclusão**

Os resultados auxiliam na compreensão das estratégias adotadas por crianças com PC no processo de adaptação sob condições de manipulação sensorial. É importante observar que todas as crianças do presente estudo com PC, em todos os níveis de severidade e mobilidade são capazes de se adaptar à todas as condições de manipulação sensorial na postura sentada. Porém crianças mais severas parecem ativar mais e de maneira assimétrica músculos extensores e flexores de tronco quando submetidas às

condições de superfície instável, evidenciando dificuldades no processo de ajuste e organização multissensorial.

## ESTUDO 3

### **Efeito Imediato do Peditasuit na Adaptabilidade da Postura Sentada em Crianças com Paralisia Cerebral: Estabilidade, Complexidade e Ativação muscular**



Estudo baseado no manuscrito a ser submetido à *Pediatric Physical Therapy Journal*. Autores: Carolina Souza Neves da Costa; Livia Visicato Pessarelli e Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha

## **1. Introdução**

As desordens nos movimentos e posturas na crianças com PC são decorrentes de problemas nas funções e estruturas do corpo, tais como diminuição da força muscular, limitação na mobilidade articular, alteração no controle motor e pobre alinhamento corporal (Bax et al., 2005), as quais conduzem à limitações na execução de atividades funcionais. Existem, ainda, os fatores referentes às dificuldades de captação e processamento cortical das informações sensoriais (Englander et al., 2013; Cahill-Rowley & Rose, 2014; Hoon et al., 2009), que somados aos déficits motores, acarretam em alterações na capacidade de adaptação a mudanças de contexto da criança com PC.

Segundo Bartlett & Birmingham (2003), PC tem sido considerada a mais frequente debilidade neuromotora em clínicas de reabilitação neurológica, o que explica o grande interesse da comunidade científica em pesquisas sobre métodos de intervenção nessa população.

A Classificação Internacional de Funcionalidade da Saúde (CIF) desenvolvida pela Organização Mundial de Saúde (OMS) recomenda a utilização de órteses e dispositivos auxiliares do movimento durante o processo de reabilitação e durante a execução das atividades diárias. Esses dispositivos são abordados em fatores contextuais, os quais influenciam positivamente o desempenho funcional da criança com debilidade (Rauch, Cieza, & Stucki, 2008). Além disso, é importante salientar que um dos princípios fundamentais durante a sessão de reabilitação da criança com PC é utilizar a órtese ou dispositivo auxiliar como um aliado para tornar o movimento mais funcional e em menor gasto energético possível (Howle, 2002). Assim, é preciso identificar as necessidades específicas de cada criança para a admissão de qual seria a órtese mais apropriada, e técnica de reabilitação associada mais adequada.

De acordo com Law et al. (2007) , novas abordagens de intervenção têm sido testadas e aumentadas, com intuito de acompanhar e assimilar a novas perspectivas e filosofias acerca de soluções eficientes da criança com PC no seu desempenho funcional.

O método *Suit Therapy* se baseia em um intenso e específico programa de exercícios para o tratamento de pessoas atingidas com algum tipo de déficit neuromotor ou sensorial. O elemento chave deste programa é o restabelecimento mais próximo do considerado típico alinhamento postural, desempenhando um papel crucial na reorganização do tônus muscular, e do ciclo de realimentação e antecipação entre as informações sensoriais e a resposta motora (Bailes et al., 2011). Para isto, o método inclui a utilização de uma órtese corporal que favorece o alinhamento biomecânico. Esta órtese é leve e dinâmica que contém uma touca, a veste (composta por um short e um colete), joelheiras e conexões com o tênis. Todos os componentes estão conectados uns aos outros por um sistema de cordas elásticas.

Segundo Autti-Rämö, Suoranta, Anttila, Malmivaara, & Mäkelä (2006), órteses de membros em geral promovem a melhora da propriocepção, redução de reflexos patológicos por posicionamento articular, prevê estabilização externa, dando suporte a musculatura fraca, correção do alinhamento biomecânico e assim, melhorando o desempenho de habilidades funcionais. Acredita-se que o *Pediasuit*, o qual é utilizado neste estudo, detém as mesmas funções descritas, permitindo que o corpo da criança atinja uma posição de alinhamento biomecânico tão próximo do normal possível, tanto em posturas estáticas como dinâmicas, auxiliando na reorganização músculo-articular necessária para aperfeiçoar o controle postural e a função motora.

Associado à utilização da órtese, o método *Suit Therapy* inclui a intensividade da fisioterapia, realizando esta em único módulo de 80 horas, divididas em 3-4 horas diárias de fisioterapia, realizadas 5 dias por semana. Acerca disso, Bailes et al. (2011)



compararam dois grupos randomizados de crianças com PC de níveis de GMFCS III, submetidos à fisioterapia intensiva sob as mesmas propostas de atividades e intervenção, porém apenas um dos grupos utilizava a órtese. Os autores verificaram que em ambos os grupos houve melhoras significativas na função motora grossa. No entanto, é importante salientar que tal estudo não considerou o fato de que a órtese utilizada possa realmente ter sua efetividade em crianças em todos os níveis de GMFCS, inclusive mais e menos graves, as quais necessitam de níveis distintos de controle de tronco durante as atividades. É possível, ainda, considerar que o apoio dado pela órtese pode ser substituído pela maior demanda conferida ao apoio das mãos do fisioterapeuta. Além disso, os autores não verificaram o efeito da órtese isolada ao método de exercícios e atividades propostas. Assim, em vista de muitas suposições, os autores concluem que mais estudos devem ser realizados sobre os efeitos causados pelo uso da órtese em si.

Porquanto, os objetivos principais do presente projeto é investigar os efeitos imediatos da utilização do *Pediasuit* no controle da postura sentada, em crianças com PC de níveis de I a IV de GMFCS. Tais investigações são essencialmente necessárias a fim de justificar o alto custo exigido pelas empresas que vendem tais órteses para um mercado de terapeutas, e pais que desejam que os filhos as utilizem ao longo das atividades de vida diária.

É importante verificar, ainda, se o nível de capacidade de adaptação se modifica com o uso da órtese *Pediasuit* (Suit), principalmente se ocorre uma facilitação da integração das informações sensoriais e aumento do alinhamento biomecânico conferido à órtese.

De acordo com Chen, Metcalfe, Jeka, & Clark (2007), a criança desenvolve as habilidades motoras do sentar baseando-se na interação entre o estímulo sensorial e a ação motora. Assim, as informações visuais e somatossensoriais influenciam o controle e o

refinamento das ações adaptativas (Adolph, 2003; Horak & Nashner, 1986). Dessa maneira a manipulação da informação sensorial parece ser essencial na compreensão sobre a adaptabilidade, visto que a criança utiliza essas informações a fim de proporcionar um melhor desempenho motor em tarefas mais complexas. Acerca disso, estudos relacionados ao uso da informação sensorial para a realização de ajustes posturais demonstraram que indivíduos com PC apresentam dificuldade para gerar respostas adaptativas posturais, frente às mudanças nas informações sensoriais (Saavedra, Woollacott, & Donkelaar, 2011; Nobre et al., 2010). Dessa maneira, um dos objetivos secundários desse projeto é verificar se órtese *Pediasuit* influencia na capacidade de adaptação no controle da postura sentada de crianças com PC em diferentes níveis de GMFCS; utilizando assim as condições olhos abertos e fechados (vendados) nas superfícies instável e estável.

Baseando-se no fato de que a órtese *Pediasuit* proporciona aumento de propriocepção, correção do alinhamento biomecânico e aumento da restrição mecânica, acredita-se que o controle da postura sentada seja mais estável com a utilização da órtese *Pediasuit*, quando comparadas às condições que não utilizam a órtese. Especificamente, uma maior estabilidade da postura sentada, pelo uso da órtese *Pediasuit*, seja refletida por uma diminuição das amplitudes nas direções médio-lateral e anteroposterior, e diminuição na área e velocidade de oscilação do centro de pressão. Segundo Major e Butler (1995), ganho de estabilidade está diretamente relacionada com a necessidade de controle. Quanto maior a estabilidade, menor controle ativo requerido. No entanto, se a estabilidade é provida externamente, como no caso de uma órtese, há uma restrição mecânica, sendo assim maior resistência para o movimento e maior gasto energético é esperado. Nesse sentido, pela presença de tensão de cordas elásticas na órtese *Pediasuit*, acredita-se que essas ofereçam maior resistência ao movimento, o que facilitaria o

aumento de ativação muscular e o aumento da frequência de oscilação do CoP a 80%. Contudo, um aumento de ativação muscular associado a um aumento de estabilidade nos induz a acreditar em um possível congelamento dos graus de liberdade ou aumento excessivo de rigidez de acordo com Saavedra, van Donkelaar, & Woollacott, (2012) e Maurer & Peterka (2005), as quais poderão ser refletidos pela diminuição de complexidade dada pela entropia aproximada (ApEn) e dimensionalidade (CoD). O desempenho da postura sentada terá como parâmetro de normalidade o grupo de 35 crianças típicas ( $9.11 \pm 2.34$  anos) previamente descrito no estudo 2.

## **2. Método**

### *2.1. Participantes*

Assim como no estudo 2, 35 crianças típicas saudáveis, nascidos a termo com peso dentro da normalidade participaram do presente estudo, como parâmetro de normalidade das variáveis utilizadas, ou seja, não foram testadas com a utilização da órtese no grupo de crianças típicas. 36 crianças saudáveis diagnosticadas com PC igualmente participaram do estudo, recrutadas de acordo com os critérios de inclusão e exclusão descritas no estudo 2.

### *2.2. Procedimentos gerais e Equipamentos utilizados*

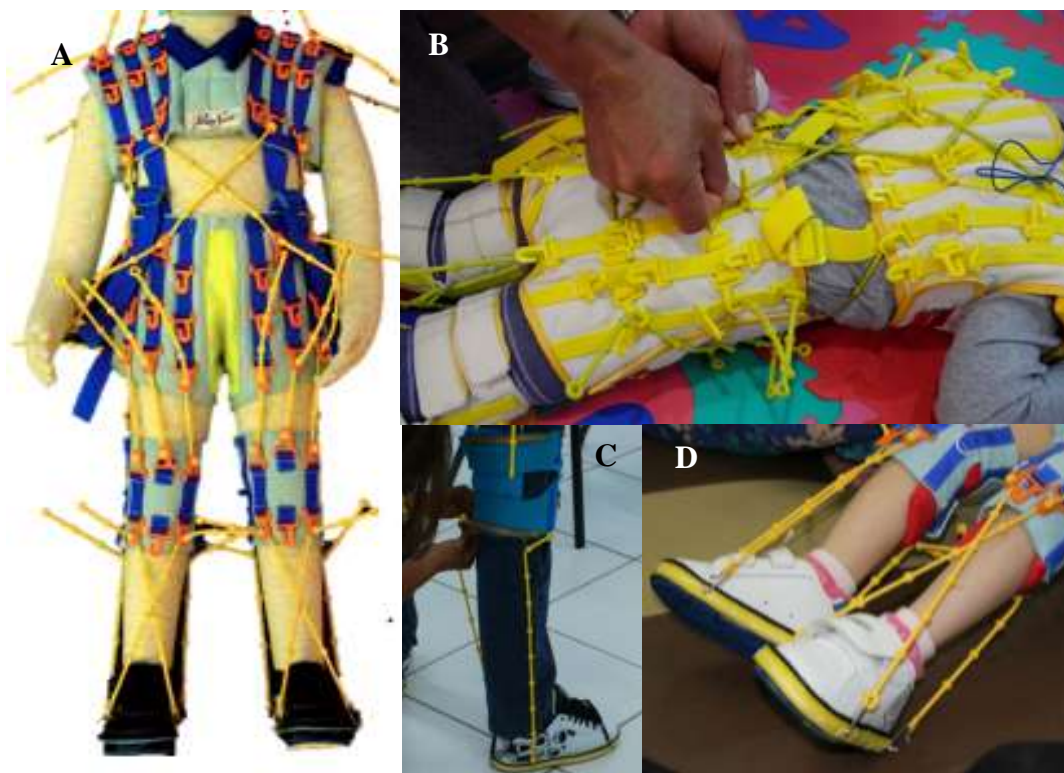
### *2.3. Realização dos Experimentos*

Os mesmos procedimentos de avaliação utilizando a plataforma de força e EMG foram mantidos de acordo com o estudo prévio. Assim, foram realizadas três tentativas de 20 segundos cada uma com a criança em superfície estável, com um período de descanso de 40-60 segundos entre cada uma das coletas (McPherson et al., 1991). Para a análise da influência das demandas sensoriais foram avaliadas além da condição considerada controle EA, as condições EF, IA e IF em ordem randomizada.

Para a análise da influência da órtese *Pediasuit*, a mesma postura foi avaliada, porém com a utilização da órtese.

### *2.3.1. Descrição de colocação da órtese Pediasuit*

A órtese foi colocada por um fisioterapeuta certificado e experiente com o manuseio da órtese. O protocolo utilizado foi sempre o básico, independentemente do tipo de PC e nível de severidade da criança. Foram selecionados a tensão de cordas elásticas de acordo com o tamanho da criança segundo o treinamento oferecido pelo *Pediasuit*®. Há três tipos de cordas elásticas, que são especificadas por cores diferentes. A cor amarela é a que possui menos tensão para as crianças que utilizam a veste de tamanho pequeno. A cor vermelha é a que possui tensão mediana para as crianças que utilizam a veste de tamanho médio e por último a corda azul para aquelas crianças que utilizam a veste de tamanho grande, de acordo com o peso e altura da criança.



**Figura 7:** Protocolo de colocação do Peditasuit. A. Vista anterior; B. Vista posterior, C. Colocação dos elásticos em perna e pé anterior e D. posterior.

A veste foi colocada com a criança deitada. Em supino, o protocolo básico inclui a colocação cruzada de cordas elásticas enfatizando a dorsiflexão de pés, a colocação paralela de três cordas enfatizando a extensão de joelhos e a colocação cruzada de cordas na região abdominal (**Figura 7A, D**). Lateralmente há o cruzamento de duas cordas elásticas na região de abdominal (**Figura 7B**). Em prono, há a colocação cruzada na região torácica, lombar e glútea e a colocação paralela em pés/pernas (**Figura 7 B, C e D**). No protocolo básico há ênfase de reparo do alinhamento biomecânico preferencialmente no plano sagital. Na prática clínica, segundo o treinamento *Peditasuit*®, esses ajustes de alinhamento biomecânico mais específicos, principalmente no plano transversal, são conseguidos com os reforços de cordas elásticas, além do protocolo básico; ou seja, esses reforços não foram efetuados no presente estudo.

## *Variáveis Dependentes da Avaliação do Controle Postural*

### *Análise da plataforma de força:*

Foram mensuradas a amplitude anteroposterior (*ampl\_ap*), amplitude médio-lateral (*ampl\_ml*), velocidade anteroposterior (*vel\_ap*) e médio-lateral (*vel\_ml*), área de oscilação do CoP (*área\_CP*) previamente descritas, além da frequência a 80% (F80).

a) Frequência de 80% (F80): As altas frequências de oscilação são normalmente relacionadas à faixa de atuação do sistema de controle postural, mudanças da F80 parecem refletir mudanças no comportamento do sistema de controle (Karlsson, Norrlin, Silander, Dahl, & Lanshammar, 2000). Menores frequências estão relacionadas a tronco mais fraco em debilidades neuromotoras segundo Reeves, Everding, Cholewicki, & Morrisette (2006).

Igualmente foram calculadas as variáveis não-lineares do controle postural. Variáveis não-lineares são essenciais para resolver as dúvidas quanto ao desempenho da criança na postura quieta, visto que esta atividade não possui objetivo da tarefa. Variáveis não lineares do controle postural são variáveis que representa a qualidade da trajetória do CoP. Para mais informações vide **Anexo 1 e 2**. São essas:

b) Entropia aproximada anteroposterior (*Apen\_AP*) e médio-lateral (*Apen\_ML*) - detecta as mudanças ocorridas em uma série temporal e fornece um número não negativo para a série, com valor maior correspondendo à maior complexidade ou irregularidade nos dados. Se há um aumento do valor, maior a complexidade; se há uma diminuição do valor, mais regular seria a trajetória do CoP e mais estereotipado seria o comportamento (Harbourne & Stergiou, 2009).

c) Dimensão Correlacional (CoD) - representa a dispersão ou densidade de um atrator em um espaço de fase, sendo, pois, uma medida da complexidade do processo investigado. Assim, o seu valor será alto para trajetórias de CoP que utilizam dimensionalidade maior, e menores para séries mais rítmicas, indicando comportamento mais rígido do controle postural (Kyvelidou et al., 2010).

#### *Análise de eletromiografia:*

Para o estudo presente foram analisadas a RMS das regiões torácicas (EST), lombares (ESL) e abdominais (RA).

#### *2.4. Análise Estatística*

Para a análise dos dados utilizou-se *Linear Mixed Model*, que utilizaram como fatores fixos o *Suit* (Com x Sem), Grupos (IxIIxIIIxIV) e Condições (EAxEOxIAXIF) e fatores randômicos as tentativas e sujeitos. Foi o utilizado programa estatístico R e o pacote estatístico lmr4 (Bates, Maechler, & Bolker, 2011). P-valor <0.05 foi considerado para diferenças significativas.

### **3. Resultados**

Um total de 420 tentativas para o grupo típico e 829 tentativas para o grupo PC foram utilizadas para a análise de plataforma de força. Houve uma perda de dados na análise de EMG, sendo incluídos 30 crianças típicas e 29 crianças com PC. Assim, 360 tentativas, para o grupo típico, somadas a 696 tentativas, para o grupo PC foram incluídas na análise para as variáveis de eletromiografia.

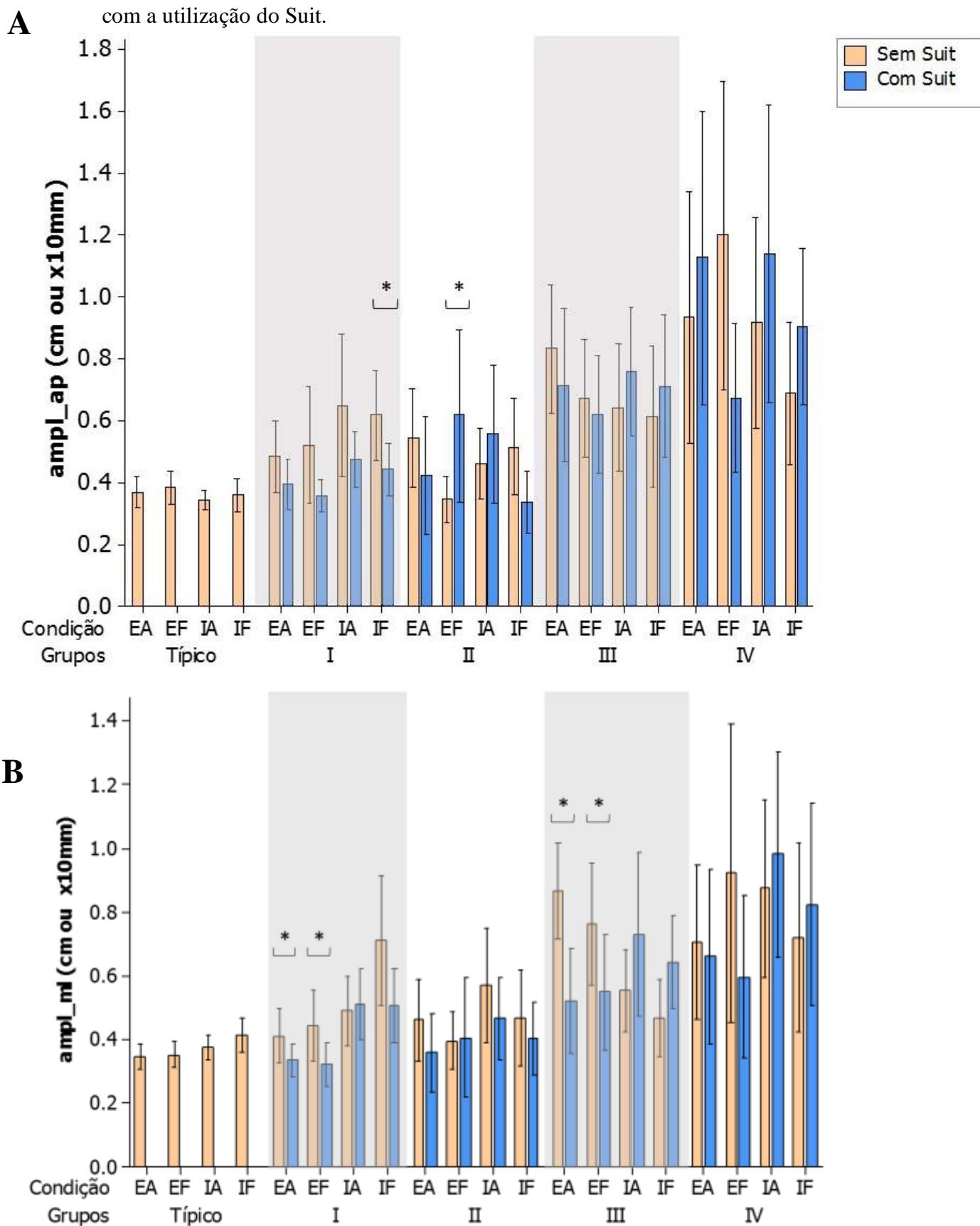
#### **3.1. Variáveis de Controle Postural por meio das variáveis do CoP**

A **Figura 8** ilustra intervalo de confiança (IC-95%) da amplitude anteroposterior (ampl\_ap), amplitude médio-lateral (ampl\_ml), velocidade ântero-posterior (vel\_ap) e

médio-lateral (vel\_ml), área de oscilação do CoP (área\_CP) e frequência a 80% (F80)

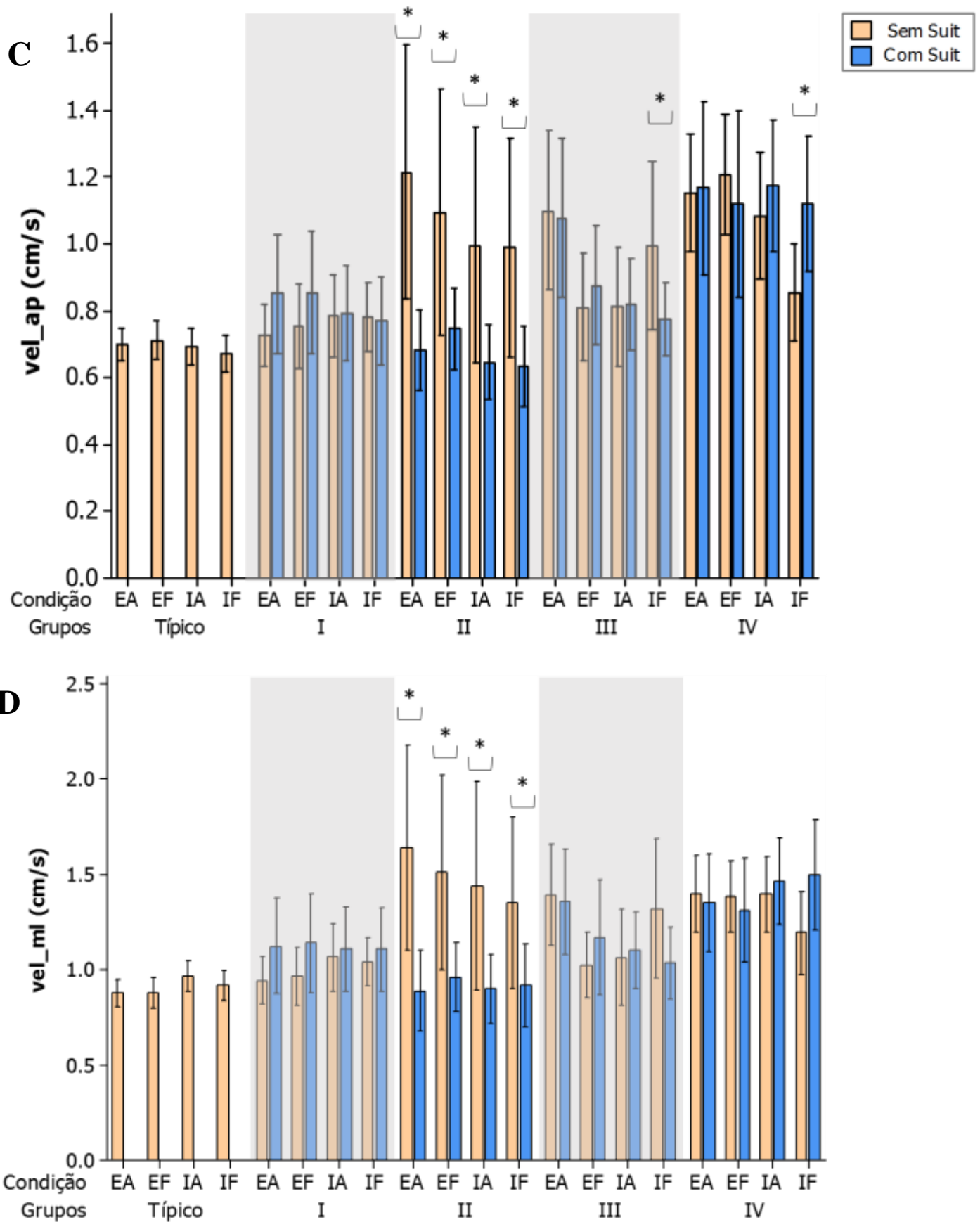
nas condições EA, EF, IA e IF para crianças típicas e com PC para as condições sem e

com a utilização do Suit.

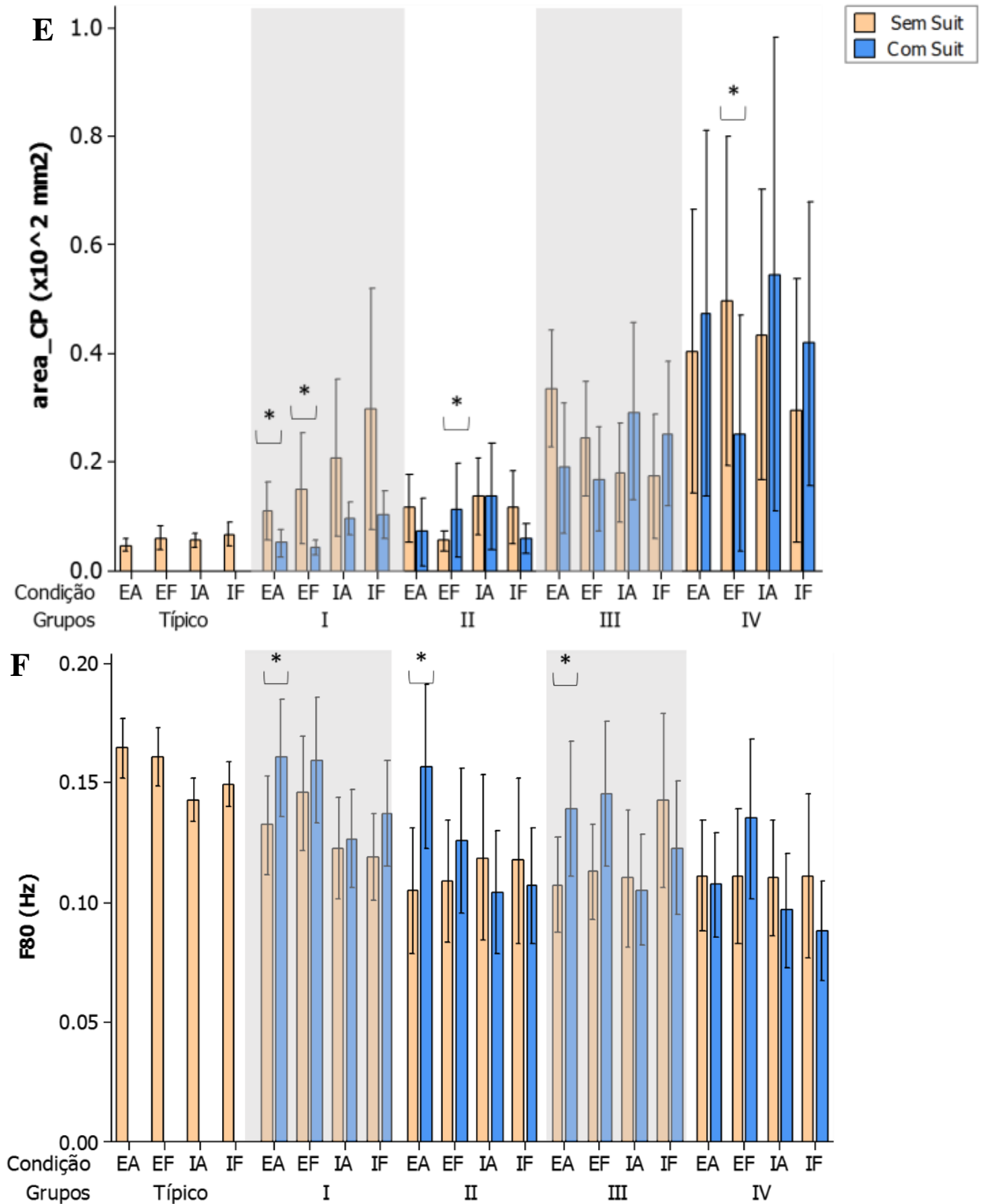


**Figura 8.** A. Amplitude ântero-posterior (AMPL\_AP); B. Amplitude médiol-lateral (AMPL\_ML) nas diferentes condições em crianças típicas e com PC, sem e com a utilização do Suit.





**Figura 8.** C. Velocidade ântero-posterior (Vel\_AP); D. Velocidade médio-lateral (Vel\_ML) nas diferentes condições em crianças típicas e com PC, sem e com a utilização do Suit.



**Figura 8.** E. Área de oscilação do CoP; F. Frequência a 80% nas diferentes condições em crianças típicas e com PC, sem e com a utilização do Suit.

Houve diminuição significativa da amplitude AP e ML independente de grupos e condições, com a utilização da órtese ( $p < 0.0125$ ). Aplicando-se post hoc, constatou-se que a amplitude AP diminuiu significativamente ( $-0.16563$ ;  $p = 0.0036$ ) quando o grupo GMFCS I utilizou o *Suit* na condição IF. Por outro lado, o grupo GMFCS II durante a condição EF aumentou significativamente a amplitude AP ( $0.29616$ ;  $p = 0.005$ ). Houve diminuição significativa para a amplitude ML independente de grupos e condições, com a utilização da órtese ( $-0.1434$ ;  $p = 0.01248$ ). Aplicando-se post-hoc, verificou-se diminuição significativa na amplitude ML quando se utilizou o *Suit* nas condições EA e EF para os grupos GMFCS I ( $-0.09768$ ;  $p = 0.0020$ ) e III ( $-0.18095$ ;  $p = 0.0004$ ).

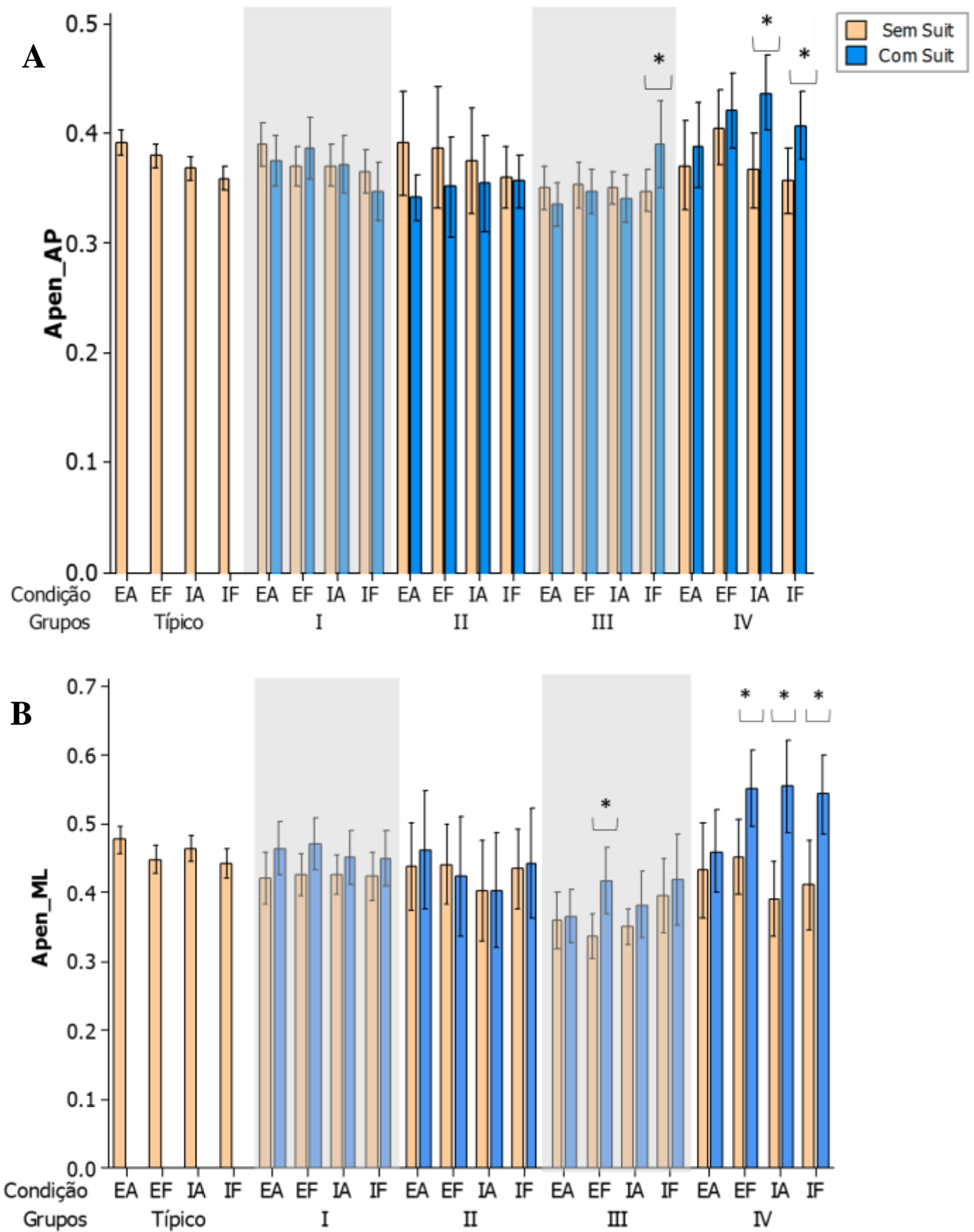
Houve diminuição significativa para as velocidades AP e ML independente de grupos e condições quando as crianças utilizaram a órtese ( $p < 0.0125$ ). Aplicando-se post hoc, constatou-se que a velocidade AP diminuiu significativamente ( $p < 0.0012$ ) quando o grupo GMFCS II utilizou o em todas as condições. Por outro lado, o grupo GMFCS IV quando utilizou o *Suit* na condição IF, a velocidade AP aumentou significativamente ( $0.25562$ ;  $p = 0.0028$ ). Acerca da velocidade ML, aplicando-se post-hoc, verificou-se diminuição significativa quando se utilizou o *Suit* para todas as condições no grupo GMFCS II ( $p < 0.001$ ).

Verificou-se, ainda, diminuição significativa para a área de oscilação independente de grupos e condições quando as crianças utilizaram a órtese ( $-0.1463$ ;  $p = 0.002$ ). Aplicando-se o post hoc, evidenciou-se diminuição significativa da área de oscilação do CoP quando se utilizou o *Suit* nas condições EA ( $-0.06908$ ;  $p < 0.0001$ ) para o grupo de GMFCS I e nas condições EF para o grupo GMFCS I ( $-0.13717$ ;  $p = 0.0002$ ) e IV ( $-0.3454$ ;  $p = 0.0128$ ).

Acerca da frequência a 80%, verifica-se ausência de interação entre *Suit*\*Grupos\*Condições. No entanto, houve aumento significativo para o efeito *Suit* (0.2696;  $p=0.0200$ ) independente dos grupos e condições. Aplicando-se post-hoc, a frequência a 80% aumentou significativamente nas condições EA quando se utilizou o *Suit* para os grupos GMFCS I, II (0.4506;  $p=0.009$ ) e III (0.2845;  $p=0.027$ ).

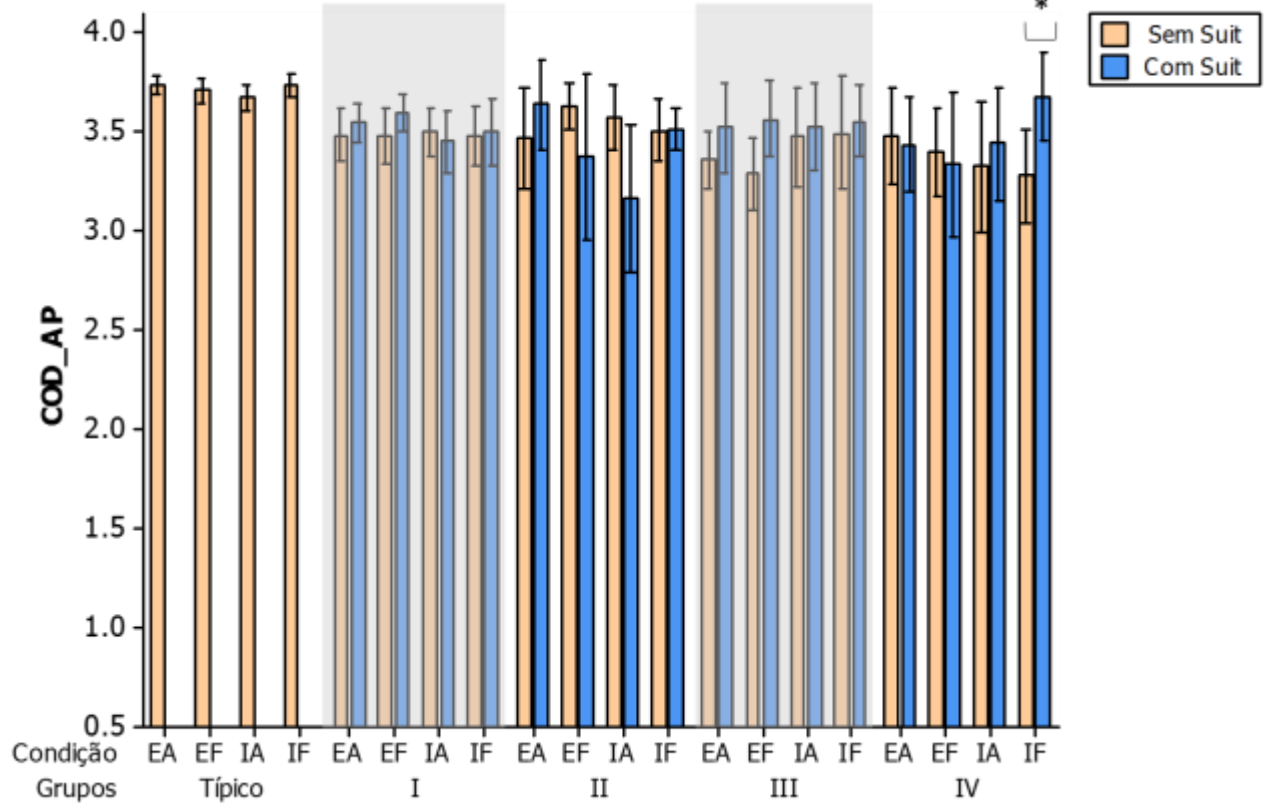
#### *Variáveis não lineares*

A **Figura 9** ilustra a entropia aproximada anteroposterior (Apen\_AP), entropia aproximada médio-lateral (Apen\_ML), Dimensão Correlacional anteroposterior (COD\_AP) e médio-lateral (COD\_ML) nas condições EA, EF, IA e IF para crianças típicas e com PC para as condições sem (0) e com a utilização (1) do *Suit*.

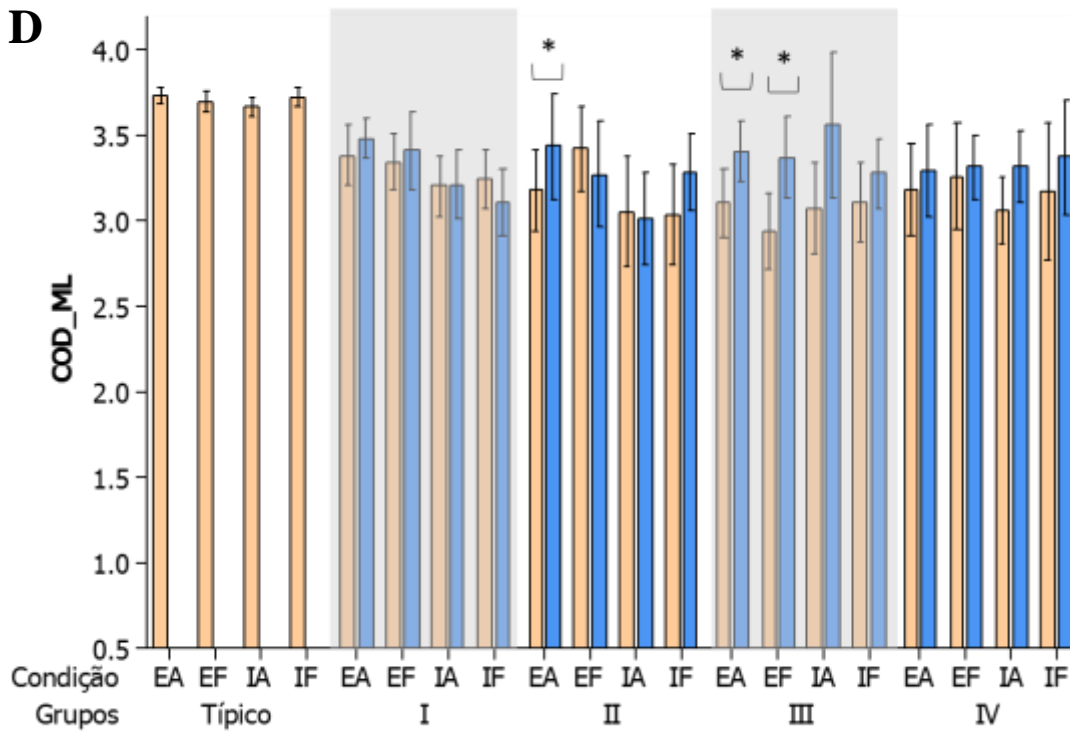


**Figura 9.** A. IC95% dos valores A. Entropia Aproximada ântero-posterior (Apen\_AP); B. Entropia Aproximada médio-lateral (Apen\_ML) nas diferentes condições em crianças típicas e com PC, sem e com a utilização do Suit.

C



D



**Figura 9.** IC 95% dos valores C. Dimensão Correlacional ântero-posterior (COD\_AP); D. Dimensão Correlacional médio-lateral (COD\_ML) nas diferentes condições em crianças típicas e com PC, sem e com a utilização do Suit.

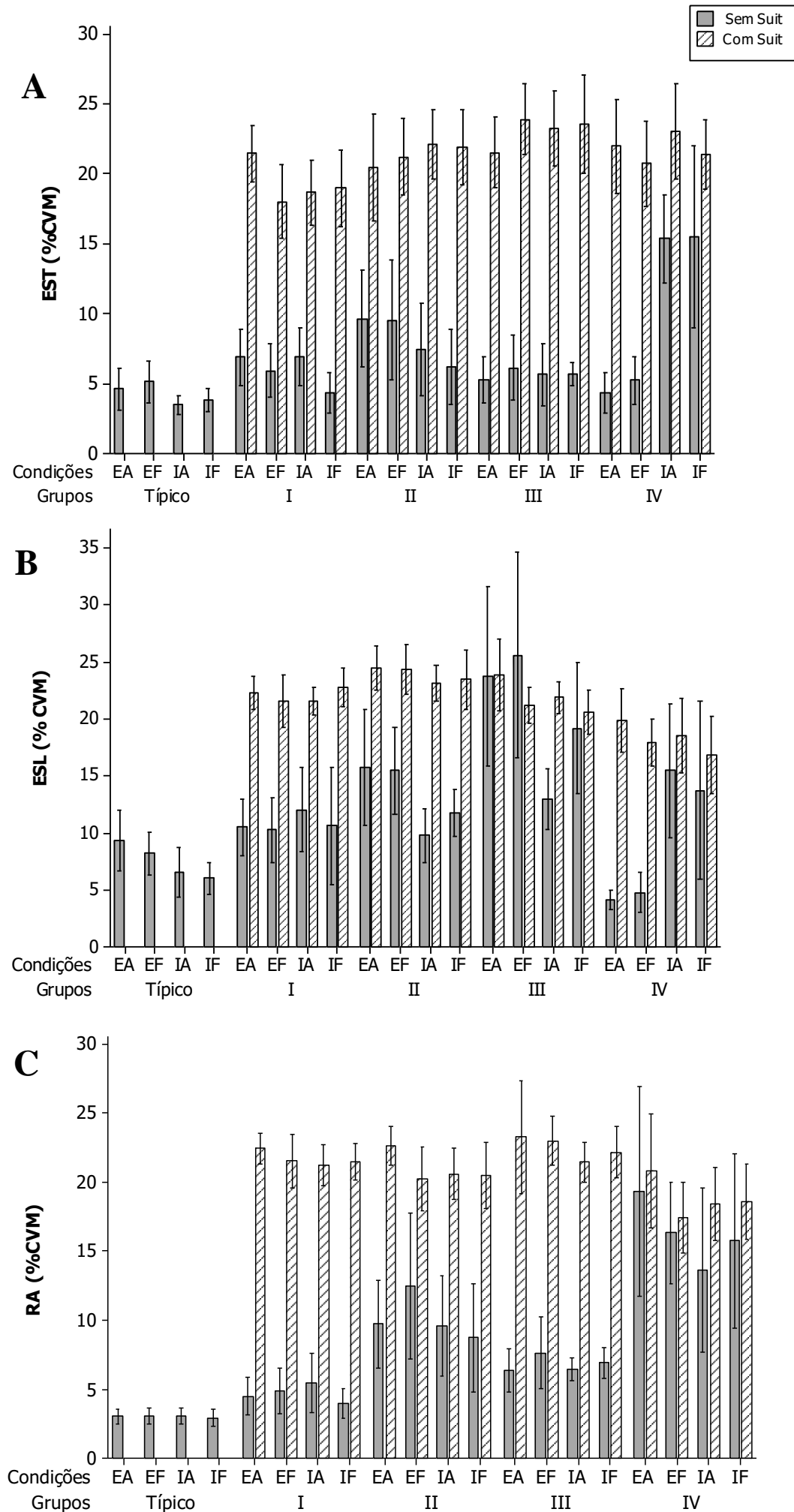
Aplicando-se o post hoc, constatou-se aumento significativo da Apen\_AP para a condição IF para os grupos GMFCS III (0.04716; p=0.0033) e IV (0.05037; p=0.0122) e aumento significativo da Apen\_AP para a condição IA (0.07035; p=0.019) para o grupo GMFCS IV durante a utilização do *Suit*.

Em relação ao Apen\_ML, não foi constatada interação entre os fatores. Aplicando-se o post hoc, verifica-se que houve aumento significativo da Apen\_ML para a condição EF para os grupos GMFCS III (0.04865; p=0.005) e IV (0.10584; p=0.0091) quando as crianças utilizaram o *Suit*. Para as condições IA (0.16993; p=0.016) e IF (0.13897; p<0.001), constatou-se aumento significativo quando o grupo GMFCS IV utilizou o *Suit*.

Acerca dos valores da COD\_AP, houve aumento significativo do número de dimensões utilizadas apenas na condição IF para o grupo GMFCS IV (0.3964; p=0.014) quando as crianças utilizaram o *Suit*. Em relação aos valores da COD\_ML, houve aumento do número de dimensões utilizadas para a condição EA para os grupos de GMFCS II (0.4981; p=0.016) e III (0.3429; p<0.001) quando utilizaram o *Suit*. Para a condição EF, constatou-se aumento significativo do COD\_ML, apenas para o grupo GMFCS III (0.4468; p=0.016) quando utilizaram o *Suit*.

### **3.2. Variáveis de ativação muscular**

A **Figura 10** ilustra as atividades musculares das regiões torácicas, lombares e abdominais nas condições EA, EF, IA e IF para crianças típicas e com PC para as condições sem e com a utilização do *Suit*.



**Figura 10.** A. Média dos valores A. RMS de eretores espinhais torácicos (EST); B. RMS de eretores espinhais lombares (ESL); C. RMS de reto abdominais (RA) nas diferentes condições em crianças típicas e com PC, sem e com a utilização do Suit.



Constatou-se diferença significativa na ativação dos extensores torácicos para o fator *Suit* (15.09217;  $p < 0.001$ ), independente dos demais fatores. Verificou-se interação entre os fatores Condições\*GMFCS\**Suit* (8.39-11.588;  $p < 0.001$ ). Aplicando-se post hoc, verificou-se aumento significativo para todas as condições de manipulação sensorial quando utilizaram o *Suit*. A interação foi constatada no grupo GMFCS IV para as condições IA e IF, quando as crianças utilizaram o *Suit* o aumento foi significativo nessas condições; porém em menores proporções quando comparados às demais condições.

Acerca da ativação de extensores lombares, constatou-se presença de interação entre os fatores Condições\*GMFCS\**Suit* (88.2923-89.9438;  $p < 0.0125$ ). Aplicando-se post hoc, constatou-se aumento significativo para todas as condições de manipulação sensorial quando se utilizava o *Suit* no grupo GMFCS I. Para o GMFCS II, houve aumento significativo nas condições EF, IA e IF quando se utilizou o *Suit*. Para as crianças do nível de GMFCS III, constatou-se aumento significativo quando se utilizou o *Suit* apenas na condição IA. Acerca do GMFCS IV, verificou-se aumento significativo para as condições EA e EF quando utilizado o *Suit*.

Acerca da ativação dos flexores abdominais, houve aumento significativo para o fator *Suit*, com ausência de interação. Aplicando-se post hoc, houve aumento significativo para todas as crianças dos níveis GMFCS I e III, em todas condições quando se utilizou o *Suit* ( $p < 0.0125$ ). Para o grupo de nível GMFCS II, houve aumento significativo nas condições EA, IA e IF quando se utilizou o *Suit*. Para as crianças em nível de GMFCS IV, houve aumento significativo quando utilizou-se o *Suit* apenas para a condição IA ( $p < 0.05$ ).

#### **4. Discussão**

O objetivo do presente estudo foi verificar a influência do *Pediasuit* no controle da postura sentada em crianças com PC, bem como verificar se este dispositivo influencia

no processo de adaptabilidade, diante de diferentes condições de manipulação sensorial. É importante salientar que poucos estudos testaram a utilização de órteses de tronco na postura sentada em crianças com PC (Trefler & Angelo, 1997; Vekerdy, 2007; Saavedra et al., 2011). Além disso, a órtese testada possui características diferentes das demais como a utilização de cordas elásticas direcionadas às linhas de forças dos grupos musculares. Desta maneira, o nível de comparação com os demais autores torna-se difícil.

As hipóteses para os presentes resultados foram parcialmente atendidas. Os resultados demonstram que o *Pediasuit* parece auxiliar no controle da postura sentada na maioria das mudanças verificadas para os grupos e entre as condições, diminuindo as amplitudes AP e ML, a área de oscilação e velocidades AP e ML, aumentando a F80. A estratégia utilizada pelas crianças com PC para aumentar a estabilidade do controle postural parece estar relacionada ao aumento da ativação muscular e surpreendentemente proporcionando aumento da complexidade dada pela entropia aproximada e o número de dimensões utilizadas pelo sistema.

Acredita-se que as mudanças encontradas nos ajustes posturais sejam resultado de influência do alinhamento biomecânico e dos mecanismos sensoriais proporcionados pela órtese. Resultados semelhantes quanto ao efeito positivo da manipulação da postura de tronco foram encontrados em prévios estudos. Munoz, Rouboa, & Rougier (2013) constataram que a facilitação da lordose lombar, com a utilização de um suporte rígido resultou em uma diminuição da variabilidade do CoP associado ao aumento da complexidade na postura sentada em adultos saudáveis. Hadders-Algra et al., (2007) verificaram que a inclinação anterior do banco proporcionou maior anteversão de pelve, refletindo maior estabilidade pélvica e menor descolamento de tronco em crianças com PC. Cherng, Lin, Ju, & Ho (2009) verificaram aumento de eficiência do alcance, diminuição da amplitude e área de oscilação do CoP quando crianças típicas e com PC

sentaram em superfície de inclinação anterior. Embora nosso estudo não tenha verificado quantitativamente o alinhamento biomecânico com a órtese, acredita-se que esta tenha influenciado a orientação dos segmentos, gerando aumento da estabilidade.

Hoon et al. (2009) previamente identificaram lesões nas vias tálamo-corticais que envolvem a integração sensorial em crianças com PC. Tal déficit auxiliaria na regulação das vias descendentes, os quais poderiam ser impactantes em tarefas que demandam geração de força, propriocepção e organização sensório-motora (Slaboda, Lauer, & Keshner, 2013; Arpin, Stuber, Stergiou, & Kurz, 2013). Johansson & Sojka (1985) verificaram que o aumento do input somatossensorial ao redor de articulações de gatos pode proporcionar normalização da ativação de motoneurônios gama e indiretamente motoneurônios alfa para acionamento de fibras musculares. Assim possíveis métodos para compensar a alteração na atividade dos motoneurônios gama seria o aumento da estimulação tátil e proprioceptiva como precursora das técnicas de facilitação neuromuscular proprioceptiva. Sugere-se assim, que o aumento do input somatossensorial dada pelas cordas elásticas ao redor das articulações possa ter facilitado a ativação muscular dos estabilizadores de tronco, melhorando o controle da postura sentada.

Adicionalmente, os resultados referentes ao aumento de ativação muscular podem ser explicados utilizando-se os conceitos de tensegridade do sistema. De acordo com Turvey & Carello (2011), o sistema musculoesquelético inclui componentes miofasciais, neuromusculares e articulares interligados e interdependentes; formando um sistema com a propriedade de tensegridade. Assim, a tensão associada à compressão proporciona estabilidade e resistência. Um sistema com tensegridade está em constante equilíbrio entre forças intrínsecas e extrínsecas, garantido pelo nível de tensão na linha de base ou chamado pre-tensão. Qualquer fator que aumente o nível de pre-tensão coloca o sistema

responsivo a qualquer tensão mecânica posterior (Turvey & Carello, 2011; Turvey & Fonseca, 2014). Acredita-se, assim que a tensão gerada pelas cordas elásticas da órtese sobre as linhas de forças dos músculos aumente o nível de pre-tensão, facilitando assim o aumento da ativação muscular de tronco. Além disso, a própria configuração dos elásticos em tensão cruzados que se convergem e se sobrepõem fortalece a propriedade de tensesgridade, garantido estabilidade mecânica ao sistema.

Crianças com PC geralmente demonstram dificuldade em aumentar a taxa de recrutamento muscular em condições de aumento da demanda da tarefa (Roncesvalles, Woollacott, & Burtner, 2002). No entanto, mudanças nos fatores biomecânicos e sensoriais podem proporcionar mudanças na dinâmica de controle do equilíbrio.

No caso do presente estudo, acredita-se que o *Pediasuit* tenha proporcionado efeitos positivos no controle da postura sentada quando houve o aumento da ativação muscular para diferentes condições de manipulação sensorial e grupos GMFCS. Interessante observar que o aumento da ativação muscular, associado ao aumento de frequência a 80% e diminuição da área do CoP e/ou amplitude tendencionam a interpretar a estratégia das crianças ao utilizar o *Pediasuit* por meio do aumento da rigidez ativa/passiva a ponto de congelar os graus de liberdade como considerado em nossas hipóteses, baseando-se em Saavedra, van Donkelaar, & Woollacott (2012) e Maurer & Peterka (2005). No entanto, os resultados constatados pelo aumento do número de dimensões utilizadas e pelo aumento da complexidade nas condições de uso do *Pediasuit* principalmente para os grupos de GMFCS III e IV nos possibilita a concluir que o aumento da ativação muscular tanto de agonista como de antagonistas seja um fator importante e positivo para a melhora da estabilidade.

Segundo Winter, Patla, & Prince (1998), o aumento da frequência de oscilação do CoP está associada ao aumento de rigidez articular, porém esse nível de rigidez depende

do objetivo da tarefa (Morrison & Newell, 2000; Ko, Challis, & Newell, 2003). Dessa maneira acredita-se que o *Pediasuit* tenha proporcionado rigidez articular suficiente para atingir o objetivo da tarefa com a melhor performance possível, no qual é manter-se estável, porém ocupando o espaço de maneira complexa na incorporação e controle dos graus de liberdade disponíveis.

O padrão ouro de comparação foi dado pelas crianças típicas apresentadas no estudo 2, que apresentam menores valores de variabilidade nos parâmetros lineares e ativação muscular e os resultados do presente estudo referem maiores valores relacionados à frequência de oscilação do CoP e parâmetros não-lineares de complexidade e número de dimensões. Considera-se, assim, importantes as mudanças dadas pelo efeito do *Pediasuit* para todos os grupos de GMFCS. Crianças mais graves (GMFCS III e IV) obtiveram aumento tanto da complexidade quanto do número de dimensões; enquanto que crianças de nível mais leve GMFCS I e II apresentaram diminuição nos parâmetros lineares (amplitude, velocidade e área).

Foram evidenciados alguns resultados em direção oposta à maioria, como aumento da amplitude AP e área do CoP na condição EF para o grupo de GMFCS II e aumento da velocidade AP na condição IF no grupo de GMFCS IV quando utilizaram a órtese. No entanto, mesmo crianças com PC utilizando estratégias que poderiam indicar redução da capacidade de controle postural, nota-se que a complexidade aumentou com a utilização da órtese para o grupo GMFCS IV. Segundo Cignetti, Kyvelidou, Harbourne, & Stergiou (2011), as variáveis lineares e não lineares extraídas do comportamento do CoP são variáveis que não se correlacionam diretamente, ou seja, fornecem informações diferentes e complementares, podendo ser conjugadas de diversas maneiras de acordo com a estratégia adotada pelas crianças na tarefa.

Embora os desafios biomecânicos tenham sido reduzidos com a utilização da órtese, as crianças dos grupos de GMFCS II, III e IV possuem parâmetros significativamente diferentes em comparação às crianças típicas. Especificadamente, mudanças dos parâmetros lineares e não lineares extraídas pelo CoP com a utilização do *Pediasuit* se deu sempre em função do aumento da ativação muscular, independente das condições de manipulação sensorial. Isso demonstra que crianças com PC ainda possuem dificuldade em manter-se na postura sentada e os mecanismos de estabilidade não dependem somente da resolução de desafios biomecânicos como também dos déficits relacionados ao controle neural.

Os resultados do presente estudo podem ser explicados tanto pelo modelo de pêndulo invertido simples como pelo modelo de pêndulo invertido multissegmentar para os movimentos de deslocamento do tronco. Esse conceito é largamente aplicado na postura em pé, especialmente referentes aos movimentos na direção anteroposterior (Maurer & Peterka, 2005). No entanto, Reeves, Everding, Cholewicki, & Morrisette, (2006) utilizaram esse mesmo modelo para a postura sentada e encontraram resultados similares àqueles que explicaram o significado de rigidez passiva/ativa na postura em pé (Nashner & McCollum, 1985). De acordo com Nashner & McCollum (1985), o controle da postura é regulado principalmente pelas articulações distais recorrendo à estratégia mais simples de pêndulo invertido. No caso da postura sentada, o tronco se comporta como pêndulo invertido utilizando o quadril como fulcro rotacional, assim com músculos de tronco fraco ou pouco ativos, a inércia do tronco tende a aumentar, aumentando o tempo de retorno da oscilação do CoP à posição inicial, refletindo assim menores graus de frequência de oscilação em relação aos indivíduos sem comprometimento (Grangeon et al., 2013). Nesse sistema de pêndulo invertido simples, o aumento da demanda biomecânica requer necessariamente aumento da atividade muscular de todas as

articulações proximais e distais de todos os segmentos. Num modelo de pêndulo invertido multissegmentar, com o aumento da demanda da tarefa, pela instabilidade da superfície e ausência da visão, as articulações mais proximais gradualmente são recorridas a fim de restaurar o equilíbrio. Nesse caso, utiliza-se maior aceleração do CoP sem a necessidade de aumentar a atividade muscular de todos os segmentos da coluna (Nashner & McCollum, 1985; Reeves et al., 2006).

Acredita-se que tal modelo multissegmentar esteja associado às crianças típicas, visto que não houve necessidade de aumentar o nível de contração muscular entre diferentes demandas sensoriais, mantendo-se a frequência e amplitude de oscilação do CoP. No caso das crianças com PC, mesmo com a utilização da órtese, o modelo de pêndulo invertido ainda permanece visto que a estratégia de aumento da ativação muscular, independente das condições de manipulação sensorial, sempre foi requerida.

É importante observar que tais resultados valem apenas para crianças com PC do tipo espástica na atividade de postura sentada estática em diferentes condições de manipulação sensorial. Além disso, embora essa órtese seja largamente utilizada em tratamentos intensivos, os resultados se restringem aos efeitos imediatos. O controle da postura sentada pode-se diferir quando crianças permanecem com a órtese por longos períodos. Embora a postura estática seja importante para tarefas funcionais (Pavão et al., 2014), não houve mensuração do efeito da órtese em atividades dinâmicas, porém a manipulação sensorial (privação da visão e superfície instável) na postura sentada são tarefas frequentemente demandadas na vida diária.

## **5. Conclusão**

Os resultados sugerem benefícios da órtese *Pediasuit* no controle da postura sentada para todos os grupos GMFCS, evidenciados tanto pela diminuição da variabilidade na oscilação do CoP, como também pela melhora da qualidade da trajetória

o CoP, refletida pelo aumento da complexidade e do número de dimensões utilizadas, independente da condição demandada na tarefa.



## ESTUDO 4



### **Efeito das Restrições Biomecânicas no Controle de Cabeça em Crianças com Paralisia Cerebral**

Estudo baseado no manuscrito submetido à Physical Therapy Journal. Autores: Carolina Souza Neves da Costa; Sandra L. Saavedra; Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha e Marjorie Wollaccott.

## **1. Introdução**

Uma das primeiras aquisições no controle da postura é a estabilização da cabeça (Assaiante & Amblard, 1995). No entanto, crianças com PC parecem não atingir totalmente esse controle, apresentando aumento do deslocamento da cabeça durante o alcançar de objetos (Saavedra, Joshi, Woollacott, & van Donkelaar, 2009) e em transições de posturas (Dan et al., 2000). De acordo com Nadeau, Amblard, Mesure, & Bourbonnais (2003), a cabeça é um importante segmento de referência de verticalização da postura, sendo fundamental para a antecipação de posturas e adaptação do equilíbrio a diferentes condições ambientais. Além disso, a estabilização da cabeça parece ser crucial para as crianças com PC, baseando-se na ordem inversa e imatura de recrutamento muscular (top-down) que essas crianças apresentam diante de perturbações inesperadas da superfície de apoio (Hadders-Algra, Brogren, & Forssberg, 1996b).

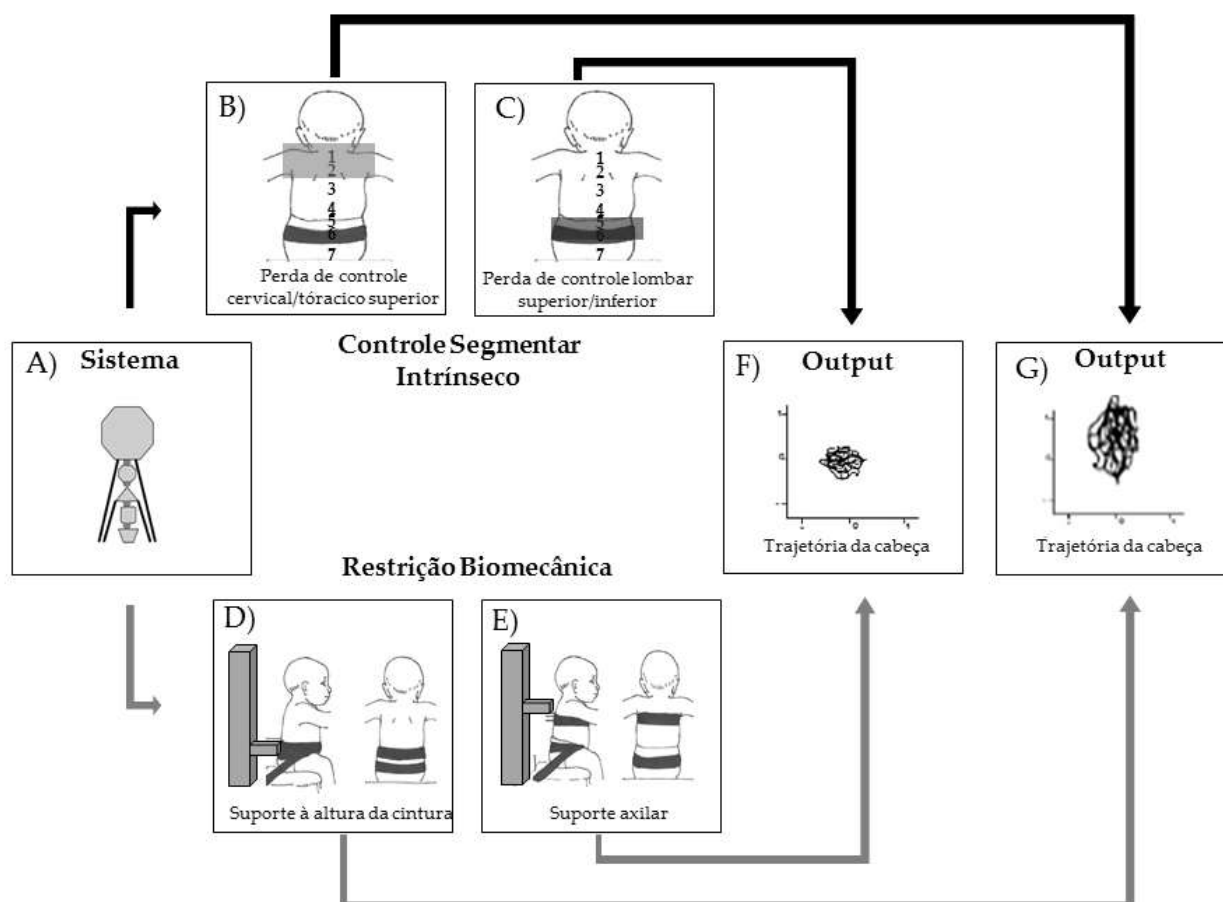
Dispositivos auxiliares e suporte externo de tronco têm sido considerados benéficos no processo de reabilitação e durante a execução das atividades de vida diária. Morris, Newdick, & Johnson (2002) salientam que o princípio fundamental de promover o suporte externo é restringir o movimento e oferecer estabilidade às articulações que não possuem controle, com o intuito de tornar o movimento mais funcional e com menor gasto energético.

No prévio estudo de Saavedra, Woollacott, & Donkelaar (2010), avaliou-se o efeito de diferentes níveis de suportes de tronco na estabilidade da cabeça durante a postura sentada de crianças típicas e com PC moderada a grave (*Gross Motor Function Classification Scale*, GMFCS I-III). Os autores utilizaram como ferramenta a análise de variabilidade linear, e evidenciaram uma diminuição da amplitude e da velocidade na trajetória do movimento de cabeça durante a condição sentada com o suporte de tronco.

Além disso, quando a visão não está presente, a oscilação da cabeça diferenciou-se segundo o tipo de classificação da PC (ataxia, espástica, distônica).

No entanto, é importante salientar que medidas de variabilidade linear têm sido interpretadas de maneira conflitante. Por um lado, alguns autores descrevem o aumento da área de oscilação do movimento como melhora do desempenho da postura (Hughes, Duncan, Rose, Chandler, & Studenski, 1996; Cignetti, Kyvelidou, Harbourne, & Stergiou, 2012); enquanto outros estudos interpretam resultados similares como piora do desempenho (Chen, Metcalfe, Chang, Jeka, & Clark, 2008; Woollacott & Shumway-Cook, 2005).

A fim de complementar e solucionar tais conflitos, recentes estudos têm considerado a análise não-linear como uma estratégia para avaliar a qualidade e a complexidade do movimento (Vaillancourt, Sosnoff, & Newell, 2004). Ferramentas não-lineares têm sido importantes para discriminar o desempenho no controle da postura sentada entre crianças típicas e com PC, (Cignetti et al., 2012; Deffeyes et al., 2009). Crianças e lactentes típicos apresentam maior complexidade e padrões de movimentos menos repetitivos do que lactentes com atraso de desenvolvimento motor e crianças com PC, mesmo quando as variáveis lineares não foram suficientes para discriminá-los (Cignetti et al., 2012; Deffeyes, 2009a; Deffeyes et al., 2009b; Harbourne, Willett, Kyvelidou, Deffeyes, & Stergiou, 2010). No entanto, todos esses estudos utilizando medidas não-lineares de oscilação postural foram extraídas do centro de pressão (CoP); uma medida global da postura. Nesses casos, não há a possibilidade de isolar a contribuição de diferentes fatores, os quais poderiam ser advindos, por exemplo, de modificações no controle motor ou de mudanças do alinhamento biomecânico.



**Figura 11:** Sistema mecânico representando o tronco incluindo o controle intrínseco segmentar e restrições biomecânicas, as quais influenciam a trajetória de cabeça.

Diante disso, o objetivo do estudo é avaliar o efeito das restrições biomecânicas sobre o controle de cabeça em crianças típicas e com PC. Foram utilizados métodos sistemáticos para diferenciar os efeitos da restrição biomecânica em regiões específicas do tronco (**Figura 11D, E**). A coluna vertebral é composta por regiões anatomicamente distintas que variam em forma, movimento e função (**Figura esquemática 11A**); assim, espera-se que o controle requerido seja diferente e de acordo com o segmento restringido. Por exemplo, se o suporte de tronco é colocado até região da cintura (**Figura 11D**), as vértebras lombares imediatamente acima do nível de apoio estariam numa posição *pivot*, permitindo maiores possibilidades de movimento tanto ao longo do eixo anteroposterior (AP) quanto do eixo médio-lateral (ML) (**Figura 11G**). Se o suporte de tronco é oferecido

até a região axilar (**Figura 11E**) ou torácica média, as vértebras torácicas, nesse momento, estariam numa posição *pivot*; assim, os processos espinhosos, o alinhamento dos processos transversos e costelas promoveriam uma redução das possibilidades de movimentos, especialmente ao longo do eixo ML (**Figura 11F**). Dessa maneira, espera-se que as restrições biomecânicas se modifiquem de acordo com os diferentes níveis segmentares do suporte de tronco.

Outro fator contribuinte para a estabilização da cabeça é o nível de controle segmentar de tronco que a criança possui (**Figura 11B, C**). Por exemplo, para uma criança que possui o controle segmentar de tronco até a região lombar ou inferiormente (**Figura 11C**), é provável que a amplitude de oscilação de cabeça seja menor do que uma criança que apresente controle segmentar de tronco até a região torácica ou cervical (**Figura 11F**). Essa apresentaria, assim, amplitudes de oscilação de cabeça excedentes devido ao pobre controle de tronco. Uma vez que a criança adquiere controle completo de tronco, acredita-se que o efeito das restrições biomecânicas por meio do suporte de tronco não seja significativo. Por outro lado, antes de adquirir o controle completo de tronco, espera-se que haja interações entre o nível do suporte externo e o nível de controle segmentar de tronco da criança. Baseando-se na premissa de que a amplitude de oscilação da cabeça se modifica de acordo com o nível de suporte de tronco, uma questão terapêutica interessante seria como a organização e a estrutura dos movimentos de cabeça se modificam. Assim, foi realizada uma análise não-linear a fim de verificar a qualidade e a complexidade dos movimentos de cabeça.

Trata-se dos mesmos dados referentes ao estudo de Saavedra et al. (2015). Utilizaremos, assim, as medidas não-lineares a fim de determinar como o controle de cabeça seria afetado pelos níveis de suporte de tronco em crianças típicas e com PC. Nossa hipótese é de que o efeito do suporte de tronco seria semelhante em crianças com

GMFCS V e lactentes mais imaturos na aquisição do sentar; enquanto que crianças com GMFCS IV responderiam mais similarmente aos lactentes mais experientes no sentar.

Não há outros estudos reportados sobre a análise não-linear no controle da cabeça em adultos, crianças típicas e com PC. Além disso, abordaremos a oscilação postural em crianças com PC moderada a grave enquanto que a maioria das pesquisas anteriormente reportadas se restringiu às crianças que possuem o sentar independente.

## **2. Métodos**

### *2.1. Participantes*

Dados de um estudo prévio transversal com 15 crianças (4-16 anos) diagnosticados com PC (Saavedra & Woollacott, 2015) e dados do estudo longitudinal de oito lactentes típicos (TD) foram utilizados como parâmetros de normalidade (Saavedra, van Donkelaar, & Woollacott, 2012). Os critérios de elegibilidade para as crianças com PC incluídas foram: 1) GMFCS nível IV e V; 2) menores de 18 anos; 3) sem fixação cirúrgica da coluna vertebral, e sem epilepsia de difícil controle. Todas as crianças selecionadas foram avaliadas com exame neurológico e musculoesquelético por um neuropediatra. O estudo foi realizado em conformidade com a Declaração de Helsinki e sob aprovação do comitê de ética dos seres humanos da Universidade de Oregon. O termo de consentimento livre esclarecido requerido pelos responsáveis legais foram obtidos antes da coleta de dados.

### *2.2. Coleta de Dados*

Cada criança compareceu ao laboratório três vezes a fim de coletar a melhor performance de cada criança. Os dados cinemáticos foram coletados durante cada sessão de avaliação.

Durante os testes cinemáticos, as crianças foram posicionadas sentadas em um banco com os pés apoiados de frente para um monitor de computador. O cinto pélvico (Butler, Saavedra, Sofranac, Jarvis, & Woollacott, 2010) foi utilizado para assegurar o alinhamento vertical do sacro. Dessa maneira, o suporte externo de tronco associado ao cinto proporcionou alinhamento vertical e estabilidade. O suporte de tronco de altura regulável foi adequadamente ajustado ao nível segmentar de interesse; permitindo, assim, a avaliação de quatro segmentos do tronco L1) tórax superior ou axilar ; L2) torácico médio ou à altura intermediária de costelas); L3) lombar superior ou à altura da cintura; e L4) quadril ou apenas com o cinto pélvico (Saavedra et al., 2011). Vídeos de entretenimento e brincadeiras com pais/pesquisadores foram utilizados para incentivar a crianças a sentar-se calmamente com a coluna ereta.

O sistema de rastreamento magnético (*Ascension Technology Corp, Burlington, VT*) foi utilizado com intuito de registrar a posição da criança em relação ao suporte. Os movimentos de cabeça foram coletados por meio de um sensor afixado à testa entre os olhos. Sensores adicionais foram afixados no processo espinho C7 e nas regiões de epicôndilo lateral do úmero. Antes de cada coleta, as extremidades do suporte de tronco eram digitalizadas para registro da localização do suporte externo em relação à cabeça e o tronco. Posições à frente do meato acústico externo esquerdo e direito igualmente foram digitalizadas por meio de vídeo, permitindo assim, a transformação dos dados do sensor de cabeça para estimativa do centro de massa da cabeça. A frequência de amostragem foi de 84Hz. O sistema de rastreamento magnético teve um volume de calibração de 1 m<sup>3</sup> com acurácia de 1.8mm.

### *2.3. Redução e Análise de Dados*

Dados cinemáticos foram digitalizados para análise *offline* utilizando rotinas de Matlab® (versão 7.0). Todas as variáveis dependentes foram calculadas a partir dos primeiros 30 segundos de postura sentada quieta para cada nível de suporte de tronco (axilar, médio-torácico, cintura e pélvico). Havia quatro conjuntos de dados para cada sessão e três sessões de dados para cada participante. A média dos ângulos em relação à linha média foram calculados ao longo dos eixos AP e ML. Os valores extraídos dessas variáveis foram utilizados na análise não-linear.

### *Análise de Surrogate*

De acordo com a nossa revisão sistemática prévia (Da Costa, Batistão, & Rocha, 2013), é recomendado realizar a pré-análise antes de qualquer aplicação da técnica não-linear, visto que as medidas não-lineares só podem ser utilizadas em dados com mais de 2000 pontos e principalmente com estrutura determinística. Para testar se os dados possuem estrutura determinística, foi necessário realizar o processo de *surrogate* dos dados cinemáticos de séries temporais usando o algoritmo 1 de Theiler (Theiler, Eubank, Longtin, Galdrikian, & Doyne Farmer, 1992). A partir deste algoritmo, remove-se qualquer estrutura determinística dos dados originais, gerando um dado equivalente, porém randômico com mesma densidade espectral, média e desvio padrão. Esse processo de *surrogate* nada mais é que uma transformação discreta de Fourier (FFT) dos dados originais, associado à randomização de fase, seguida da FFT inversa (Theiler et al., 1992).

Secundariamente, testou-se se os dados originais possuem diferenças em relação aos dados gerados (randômicos). A medida selecionada para diferenciar tais grupos de dados foi o LyE (Exponente de Lyapunov). O resultado de LyE positivo e significativamente diferentes entre os dados originais e gerados indica o movimento de



cabeça são determinísticos e não aleatórios. Tal resultado possibilitou que a análise de variabilidade não-linear seja aplicada aos dados.

*Número de dimensões incorporadas e intervalo de tempo (Embedding dimension e Time lag values)*

Antes dos cálculos de medidas não-lineares, é importante reconstruir o espaço de fase de cada série temporal utilizando os valores de intervalo de tempo (*time lag values*). Para isso, foi necessário definir o número de dimensões incorporadas e os valores de intervalo de tempo (*time lags*), respectivamente, a partir dos métodos de falsos vizinhos e informação mútua. Quatro dimensões foram suficientes para reconstruir o sistema de movimento de cabeça. O intervalo de tempo foi devidamente calculado para cada série temporal baseando-se no mínimo valor correspondente ao algoritmo de informação mútua (Abarbanel, 1996).

*Medidas Não-lineares*

O cálculo de medidas não-lineares foi implementado pelo R (*R Development Core Team* 2011) versão 3.1.2. Foram utilizadas três ferramentas não-lineares, em ambas as direções AP e ML (Harbourne & Stergiou, 2009) como descritas a seguir:

*Entropia aproximada (ApEn)*: a medida de entropia caracteriza-se pela medida de regularidade como um indicativo da estrutura da variabilidade presente nos dados. Matematicamente, os dados são vistos como uma série temporal. Analisa-se conjunto a conjunto de pontos com intervalos de tempo conhecidos. Assim, visa-se pequenas amostras de cada série, verificando a probabilidade do padrão das amostras se repetirem ao longo do tempo, ou adotarem padrões muito próximos. Para as referências de ApEn, valores próximos de zero significam grande regularidade com absoluta rigidez e estereotipagem nos padrões de movimento, e valores próximos de 2 representam grande irregularidade e aleatoriedade (Pincus & Goldberger, 1994; Harbourne & Stergiou,

2011). Quanto maior a irregularidade do sistema, menor a porcentagem de estereotipagem, sendo menos preditivo e de maior complexidade. Quanto maior a complexidade, mais flexível é o sistema. ApEn foi calculada a partir da metodologia de Pincus, Gladstone, & Ehrenkranz (1991) utilizando valores individuais de intervalo de tempo,  $r$  ou constante igual a 20% do desvio padrão de cada série e o comprimento de vetor  $m$  igual a 4 (números de dimensões incorporadas) de acordo com Pincus & Goldberger, 1994.

*Exponente de Lyapunov (LyE)*: o valor LyE estima a instabilidade do sistema, que largamente é afetado pelas condições iniciais da trajetória (Abarbanel, 1996; Rosenstein, Collins, & de Luca, 1993; (Wolf., Swift, Swinney, Vastano, & 1985). Assim, sistemas periódicos que possuem padrões de movimentos repetitivos podem resultar em LyE próximos de zero. Nesse sentido, interpreta-se que quanto maior os valores de LyE, menor repetibilidade ou predictabilidade do sistema.

*Correlação Dimensional (CoD)*: método que extrai o número de dimensões utilizadas pelo sistema. Especificadamente, CoD é a medida de dimensionalidade do sistema e como os pontos de uma série temporal estão organizados no espaço de fases reconstruído. Para melhor compreensão. Quanto maior os valores de CoD, maior o número de graus de liberdade (DOF) e dimensões.

#### 2.4. Análise Estatística

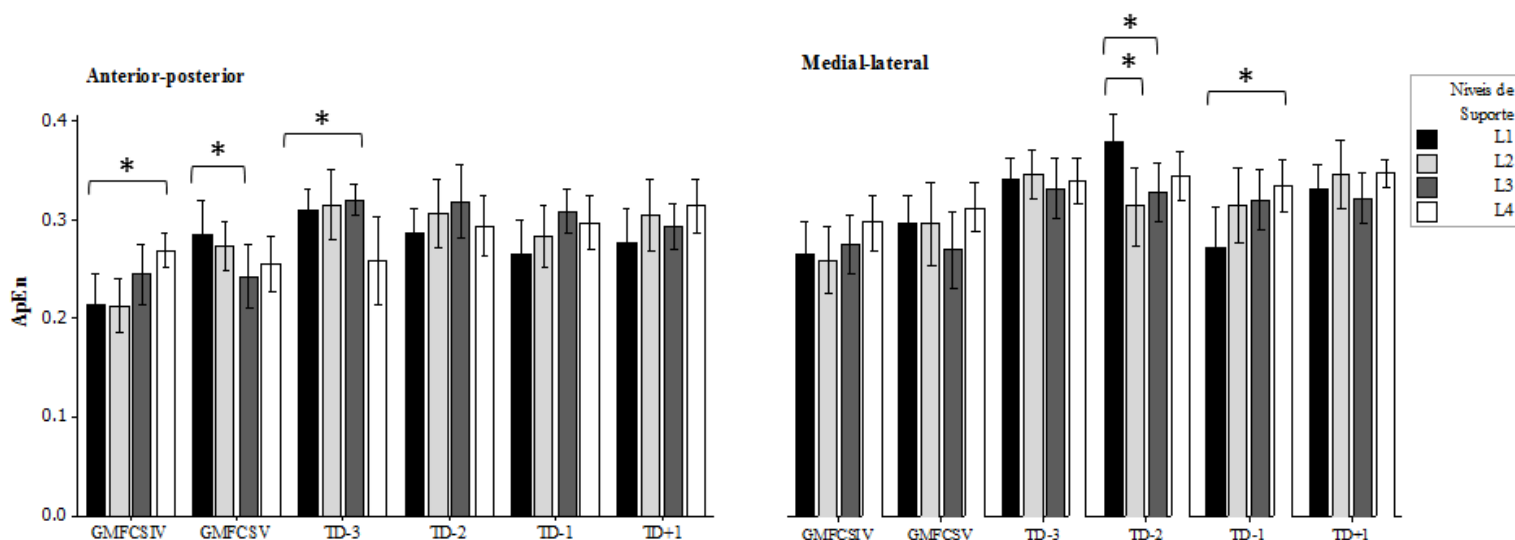
Para investigar o efeito das restrições biomecânicas no controle de cabeça utilizou-se diferentes níveis de suporte de tronco. O nível de controle de tronco foi investigado a partir do nível de funcionalidade de cada criança com PC e pelo tempo de aquisição do sentar independente em TD. Esses fatores foram selecionados pela forte associação com escala SATCo (Saavedra & Woollacott, 2015). Utilizou-se, assim, o *Linear Mixed Model*

para incluir o fator de dependência na análise de medida repetida a partir do pacote lme4 (Bates, Maechler & Bolker, 2011) for R (“R Development Core Team,” 2011). Participantes e tentativas foram considerados como fatores randômicos e para fatores fixos foram incluídos os quatro níveis de apoio e grupos. O nosso modelo calculou o efeito dos níveis de suporte de tronco (axilar, médio-torácico, cintura e pélvis) em crianças com PC agrupadas pelo nível de GMFCS (IV e V) e essas foram comparadas com os dados de lactentes agrupados pelo tempo de aquisição do sentar independente (-1, -2, -3 meses antes e +1 mês depois da aquisição do sentar independente definido como a capacidade de se manter sentado por 60 segundos ou mais; TD-3, TD-2, TD-1, TD+1). Foram relatados os efeitos de grupo e resultados do post-hoc para interação entre os fatores grupos e níveis de suporte de tronco.

### **3. Resultados**

#### **3.1. Entropia Aproximada (ApEn)**

Com a análise de entropia aproxima (ApEn) objetiva-se compreender como a oscilação da cabeça se organiza em termos de complexidade. Constatou-se efeito significativo em relação ao fator grupo para ApEn ao longo dos eixos AP e ML (**Figura 12**). Independente dos níveis de suporte de tronco, todos os grupos de lactentes típicos TD apresentaram significativamente maior complexidade ( $p < 0.001$ ) do que as crianças com PC classificadas em níveis de GMFCS IV e V em ambas as direções AP e ML.

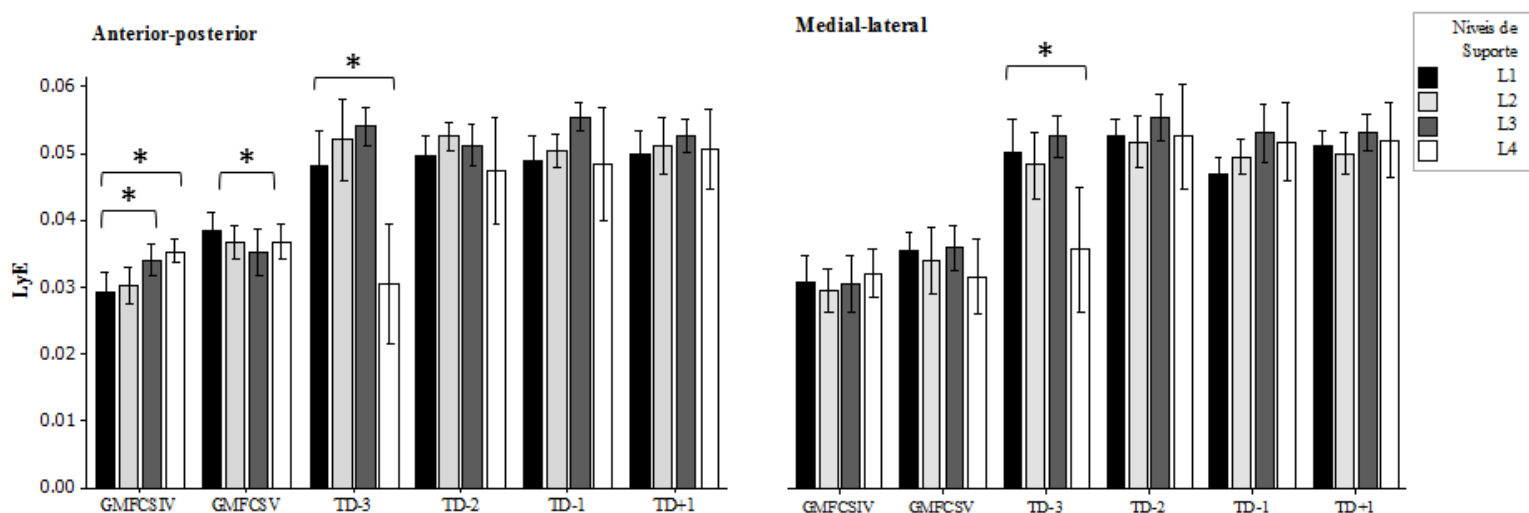


**Figura 12.** Entropia aproximada ao longo dos eixos AP e ML nas condições de suporte axilar (L1), torácica média (L2), cintura (L3) e pélvico (L4) em crianças com PC (GMFCS IV e V) e lactentes 3 meses ou mais (TD-3), 2 (TD-2) ou 1 mês (TD-1) antes e 1 mês depois (TD+1) do sentar independente.  $p > 0.0125$  representado pelo \*.

Interações significativas entre grupos e nível de suporte de tronco foram constatadas nas direções AP e ML ( $p=0.001$ ). Ao longo do eixo AP, o efeito do suporte de tronco para o grupo GMFCS IV foi oposto aos grupos GMFCS V e TD-3. Os valores de ApEn diminuíram significativamente quando o suporte de tronco foi colocado à altura da cintura e pélvis para os grupos GMFCS V e TD-3 em relação ao nível axilar. Diferentemente, os valores de ApEn aumentaram significativamente quando as crianças do GMFCS IV detinham apenas o suporte pélvico em relação ao suporte axilar. Os demais grupos TD não apresentaram mudanças, no eixo AP, perante os diferentes níveis de suporte de tronco. Na direção ML, o grupo TD-2 aumentaram significativamente os valores de ApEn quando o suporte era médio-torácico e à altura da cintura, enquanto que as crianças do grupo TD-1 apresentaram valores significativamente maiores quando foram apoiadas apenas pela pélvis.

### 3.2. Exponente de Lyapunov (LyE)

Maiores valores do expoente de Lyapunov indica que o sistema é menos preditivo ou menos estereotipado. Constatou-se efeito significativo em relação ao fator grupo para LyE ao longo dos eixos AP ( $p=0.001$ ) e ML ( $p=0.001$ ) (**Figura 13**). Independente dos níveis de suporte de tronco, todos os grupos de TD apresentaram significativamente maiores valores de LyE ( $p<0.001$ ) do que as crianças com PC classificadas em níveis de GMFCS IV e V em ambas as direções AP e ML. Assim, crianças com PC parecem apresentar movimentos de cabeça considerados mais previsíveis e estereotipados do que lactentes típicos.



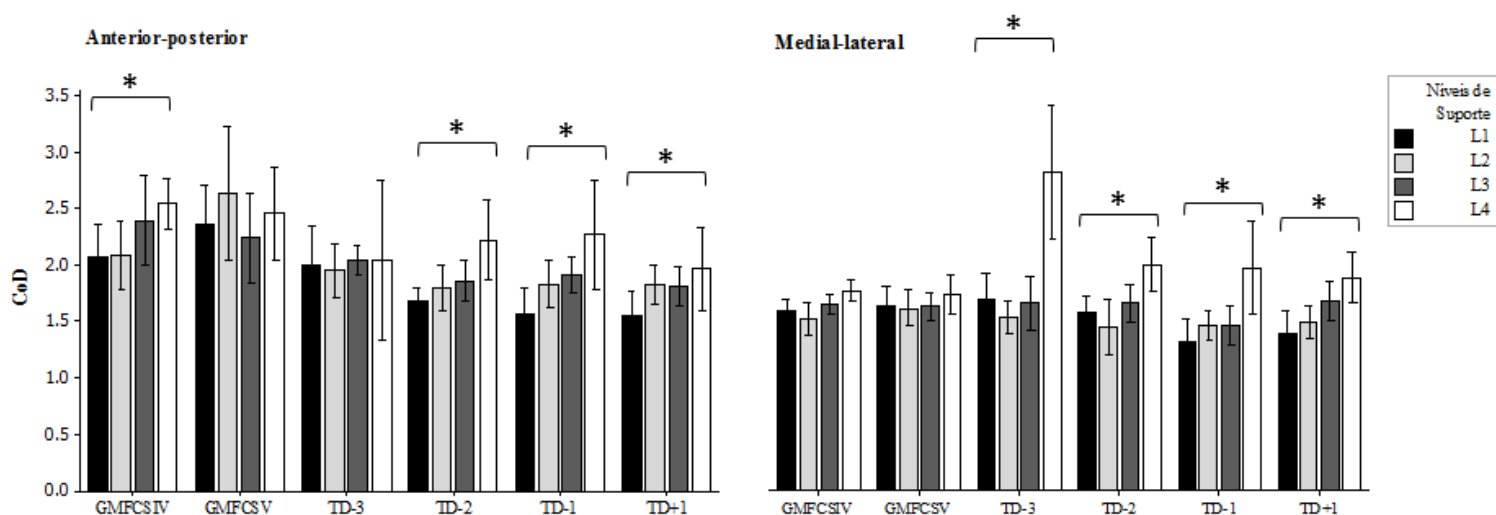
**Figura 13.** Exponente de Lyapunov ao longo dos eixos AP e ML nas condições de suporte axilar (L1), torácica média (L2), cintura (L3) e pélvico (L4) em crianças com PC (GMFCS IV e V) e lactentes 3 meses ou mais (TD-3), 2 (TD-2) ou 1 mês (TD-1) antes e 1 mês depois (TD+1) do sentar independente definida como a capacidade de se manter sentado por 60 segundos ou mais.  $p>0.0125$  representado pelo \*.

Interações significativas entre grupos e nível de suporte de tronco foram constatadas na direção AP ( $p=0.001$ ). Ao longo do eixo AP, o efeito do suporte de tronco para o grupo GMFCS IV foi oposto aos grupos GMFCS V e TD-3. O grupo GMFCS IV apresentou valores de LyE significativamente maiores quando o suporte estava à altura

da cintura e pélvis em relação ao suporte axilar. Por outro lado, valores de LyE diminuíram significativamente quando o suporte foi colocado à altura da cintura para o grupo GMFCS V e apenas pélvico para o grupo TD-3. Os demais grupos TD não apresentaram mudanças, no eixo AP, perante os diferentes níveis de suporte de tronco. Na direção ML, os lactentes do grupo TD-3 apresentaram valores menores de LyE quando o suporte era apenas pélvico. Os demais grupos TD ou mesmo de crianças com PC não apresentaram mudanças na direção AP perante diferentes níveis de suporte de tronco.

### 3.3. Correlação Dimensional (CoD)

CoD caracteriza-se como uma medida de dimensionalidade. Maiores valores de CoD indicam maior número de DOF utilizados. Independente dos níveis de suporte de tronco, crianças com PC (GMFCS IV e V) apresentaram significativamente maiores valores de CoD ( $p < 0.001$ ) do que os lactentes TD+1 ( $p = 0.008$ ) ao longo do eixo AP. Na direção ML, lactentes do grupo TD-3 ( $p = 0.008$ ) apresentaram significativamente maiores valores de CoD do que crianças dos grupos GMFCS IV e V (**Figura 14**).



**Figura 14.** Correlação Dimensional ao longo dos eixos AP e ML nas condições de suporte axilar (L1), torácica média (L2), cintura (L3) e pélvico (L4) em crianças com PC (GMFCS IV e V) e lactentes 3 meses ou mais (TD-3), 2 (TD-2) ou 1 mês (TD-1) antes e 1 mês depois (TD+1) do sentar independente.  $p > 0.0125$  representado pelo \*.

Interações significativas entre grupos e nível de suporte de tronco foram constatadas na direção ML ( $p=0.008$ ). Em ambas as direções AP e ML, crianças dos grupos GMFCS IV, assim como os grupos TD-2, TD-1 e TD+1 aumentaram significativamente os valores de CoD quando o suporte era apenas o pélvico. Ao longo do eixo AP, crianças classificadas como GMFCS V, assim como os lactentes TD-3 não modificaram seus valores para CoD mesmo diante de diferentes níveis de suporte de tronco (Figura 13). Por outro lado, ao longo do eixo ML, lactentes TD-3 apresentaram utilizar maior dimensionalidade quando o suporte foi oferecido à altura da pélvis em relação ao suporte axilar.

#### **4. Discussão**

O objetivo do presente estudo foi avaliar o efeito das restrições biomecânicas sobre o controle de cabeça em lactentes típicos e crianças com PC. Medidas não-lineares foram utilizadas para analisar a influência do efeito intrínseco do nível de controle segmentar de tronco que cada criança possui combinados ao efeito extrínseco de diferentes níveis de suporte de tronco. O processo de *surrogate* das séries temporais evidenciou que as flutuações dos movimentos de cabeça não podem ser consideradas aleatórias. Portanto, tais movimentos possuem uma estrutura que permite a utilização da análise não-linear.

Foram encontradas diferenças significativas entre os grupos de lactentes típicos e de crianças com PC para todas as variáveis não-lineares. Independentemente do nível de suporte de tronco, em ambas as direções AP e ML, as crianças com PC apresentaram movimentos de cabeça menos complexos e mais repetitivos do que lactentes típicos. Além disso, os grupos de crianças com PC apresentaram movimentos utilizando maiores DOF apenas para o eixo AP. Como esperado, o efeito do nível de suporte de tronco se

distinguiu de acordo com o nível de controle segmentar de tronco da criança. As crianças com GMFCS V e os lactentes TD-3 apresentaram movimentos de cabeça menos complexos e preditivos ou repetitivos quando o nível de suporte externo era inferior. Enquanto que para esses mesmos níveis de suporte de tronco mais inferiores, os grupos de crianças com GMFCS IV apresentaram efeito na direção oposta, exibindo movimentos com maior complexidade e menor predictabilidade.

*Controle dos movimentos de cabeça entre lactentes típicos e crianças com PC segundo as variáveis não lineares*

Menores valores de ApEn e LyE representam a menor complexidade e maior predictabilidade dos movimentos de cabeça de crianças com PC quando comparadas aos lactentes típicos. Estes resultados são consistentes com os estudos prévios, crianças com PC apresentam menor complexidade durante a postura em pé (Donker et al., 1998), enquanto que lactentes com atraso no desenvolvimento motor exibem menor complexidade de oscilações do CoP durante a postura sentada (Deffeyes et al., 2009). Menor complexidade também foi apresentada nos padrões de chutes espontâneos de lactentes com mielomeningocele (Smith, Teulier, Sansom, Stergiou, & Ulrich, 2011). Corroborando com os nossos resultados, Kyvelidou, Harbourne, & Stergiou (2010) e Deffeyes et al. (2009) evidenciaram menor predictabilidade nos padrões de oscilação do CoP durante a postura sentada de crianças típicas em comparação as crianças com PC e lactentes com atraso no desenvolvimento motor.

No estudo presente, crianças com PC apresentaram movimentos com maiores DOF e uso de maior dimensionalidade na direção AP. Gurses & Celik (2013) verificaram que uso da maior dimensionalidade ou de maiores DOF durante o controle da postura em pé aumentaram significativamente com o processo de envelhecimento, o que



caracterizaria uma piora de desempenho. Por outro lado, Kyvelidou et al. (2010) não evidenciaram diferença significativa dos valores de CoD entre crianças com PC e lactentes típicos durante a postura sentada. Embora os autores não especifiquem os níveis funcionais de GMFCS das crianças com PC participantes do estudo, foram recrutadas apenas crianças que apresentavam sentar independente (Kyvelidou et al., 2010), critério que possivelmente excluiu a maioria das crianças consideradas moderadas a graves (GMFCS IV e V). Além disso, diferente dos estudos prévios, as crianças do presente estudo foram estabilizadas com cinto pélvico para todas as condições. Dessa maneira, não é possível concluir se a maior dimensionalidade observada pode ser explanada pela maior severidade das crianças com PC recrutadas no presente estudo ou se a maior estabilidade pélvica proporcionou às crianças acessar maiores DOF em seus movimentos. É importante salientar que esse maior acesso aos DOF isoladamente não significa melhor ou pior desempenho; no entanto, a utilização de excessivo número de DOF durante o processo de aprendizagem do controle da postura pode requerer demandas substanciais ao sistema neuromuscular, as quais podem estar além da capacidade da criança com PC em adquirir novas habilidades (Major, Johnson, & Butler, 2001).

#### *Efeito dos diferentes níveis de suporte externo de tronco entre lactentes típicos e crianças com PC*

Os resultados do presente estudo sugerem que o suporte axilar ou torácico médio permitiu aos lactentes TD-3 e às crianças com PC nível de GMFCS V maior complexidade e menor predictabilidade dos movimentos de cabeça. As crianças do grupo GMFCS IV também apresentou aumento de complexidade e diminuição de predictabilidade, porém quando o suporte foi pélvico. Tais resultados concordam parcialmente com as hipóteses do estudo.

Há poucos estudos na literatura que investigaram o efeito de diferentes tipos de suporte de tronco utilizando variáveis não-lineares. Decker, Cignetti, & Stergiou (2012) verificaram aumento da complexidade e diminuição da predictabilidade durante a marcha suspensa de adultos saudáveis. Menor predictabilidade foi correlacionada com maior grau de eficiência da marcha quando indivíduos amputados optaram pela prótese de pé e tornozelo de melhor conforto e confiança (Wurdeman, Myers, Jacobsen, & Stergiou, 2013). Além disso, nossos resultados do estudo prévio 3 evidenciaram aumento da complexidade e estabilidade do deslocamento do CoP quando crianças com PC (GMFCS III e IV) utilizaram a órtese *Pediasuit* durante a postura sentada. Dessa maneira, o estudo presente sugere que LyE e ApEn são variáveis potencialmente efetivas na detecção de mudanças no controle de cabeça de crianças com PC diante de fatores extrínsecos. Tais mudanças na organização dos movimentos de cabeça em crianças com PC podem ser consideradas importantes; no entanto, o suporte externo de tronco não foi suficiente para aproximar os valores de complexidade à mesma média dos lactentes TD, com exceção do grupo mais inexperiente no sentar. Porém, o suporte de tronco pode ser um contribuinte para aumentar a complexidade e diminuir a predictabilidade dos movimentos de cabeça de crianças com PC.

Ao longo do eixo AP, o efeito do suporte de tronco para o grupo GMFCS IV foi oposto aos grupos GMFCS V e TD-3. O grupo GMFCS IV apresentou melhor desempenho (aumento de valores de ApEn, LyE e CoD), quando o suporte era apenas pélvico e quando estava à altura da cintura (aumento de valores de LyE). Por outro lado, os grupos de lactentes mais imaturos TD-3 e crianças com PC em nível de GMFCS V apresentaram melhor desempenho (aumento de valores de ApEn e LyE) quando o suporte era axilar ou torácico médio. De acordo com a abordagem do *Targeted Training* (treinamento segmentar do tronco), quando se oferece um suporte externo ao segmento

do tronco em que o controle é menor, acredita-se que os DOF envolvidos podem ser controlados possibilitando melhor estabilidade, alinhamento de tronco e oportunidades para aquisição de novas habilidades (Butler, 1998, Major, 2001). Nesse sentido, nossos resultados demonstram a importância de se conhecer o nível do controle segmentar de tronco (SATCo) de cada criança para a melhor adequação do posicionamento do suporte externo. No prévio estudo publicado com a mesma população e experimento, foram apresentados os resultados da escala SATCo para cada um dos grupos de lactentes e crianças estudados (Saavedra & Woollacott, 2015). Crianças com PC em nível de GMFCS V e lactentes TD-3 perderam o controle estático, ativo e reativo de tronco nas regiões de cabeça, torácica superior e média. De fato, os resultados sobre o melhor desempenho dos grupos TD-3 e GMFCS V proporcionados pelos suportes axilar e torácica média parecem ser coerentes, visto que o suporte foi oferecido próximo ao segmento em que o controle foi menor.

É importante enfatizar que crianças com PC nível GMFCS V e lactentes TD-3 possuem características similares em relação ao nível de controle segmentar de tronco e ao melhor desempenho quando o suporte externo foi colocado superiormente. No entanto, esses grupos não apresentaram respostas totalmente semelhantes. Crianças com PC nível GMFCS V apresentaram diminuição da complexidade e aumento da predictabilidade quando o suporte de tronco foi colocado à altura da cintura, ou seja, em um nível acima comparado ao grupo TD-3. Lactentes TD-3 apresentaram movimentos de cabeça mais predictivos e menos complexos somente quando o suporte foi pélvico. De fato, crianças com PC possuem menor capacidade de adaptação, assim, estas necessitam de suporte externo exatamente no segmento do tronco em que o controle é menor. Lactentes TD-3 possuem melhor capacidade de se adaptarem mais efetivamente quando o apoio é oferecido bem abaixo do nível de controle segmentar de tronco.

Crianças com PC nível de GMFCS IV perderam o controle estático, ativo e reativo de tronco nas regiões torácica inferior e lombar alta (Saavedra & Woollacott 2015). Interessante observar que o suporte exatamente no nível em que o controle segmentar de tronco foi menor não parece ser o ideal para essa população, visto que a complexidade dos movimentos de cabeça apenas aumentou quando o suporte foi pélvico; e não à altura da cintura como era esperado. Dessa maneira, os resultados do presente estudo permitem apoiar os conceitos que embasam a teoria do *Targeted Training* em crianças com PC moderada a grave. No entanto, para as crianças com PC moderada (GMFCS IV), o melhor desempenho dos movimentos de cabeça foi verificado quando o suporte estava bem abaixo do nível segmentar em que o controle foi menor. Os resultados do presente estudo não estão completamente de acordo com as hipóteses propostas; conclui-se assim, que os fatores referentes ao controle segmentar de tronco e o suporte externo tenham influenciado as respostas motoras do grupo GMFCS IV de maneira diferente dos demais grupos. As razões para tais estratégias consideradas únicas podem se basear no fato de que as crianças do grupo GMFCS IV estejam em um processo transicional de aquisição da habilidade de permanecer sentado. Essas crianças experimentam mais frequentemente tentativas de atingir a postura sem apoio, porém não conseguem permanecer sentados de maneira independente e sem supervisão. Essas crianças ainda, possuem alterações no controle seletivo do tronco, assim pode ser esse grupo não tenha um nível específico de controle segmentar de tronco, mas uma faixa de perda de controle de tronco. Além disso, apenas com o cinto pélvico, esse grupo de crianças podem ter apresentado compensações biomecânicas na postura sentada como tórax em posição cifótica e hipolordose lombar que levam a permanecer em co-contração dos músculos do tronco. Tais compensações geralmente são corrigidas na avaliação de controle segmentar de tronco (SATCo), o que também explicaria o conflito entre o nível

de controle segmentar de tronco avaliado e a resposta não-linear do controle de cabeça associado ao suporte externo. Na literatura, co-contração de músculos geralmente estão relacionados com o aumento de rigidez, estabilidade, movimentos preditivos e diminuição da complexidade (Stins, Roerdink & Beek, 2011). No entanto, os resultados presentes revelam que houve um aumento da complexidade e diminuída predictabilidade na condição que possivelmente essas compensações associadas com co-contração estavam presentes. É importante evidenciar que o nível de rigidez depende tanto das características intrínsecas das crianças quanto do objetivo da tarefa (Morrison & Newell, 2000; Ko, Challis, & Newell, 2003). Vera-Garcia et al. (2006) afirmam que certo nível de rigidez de tronco contribui para o aumento da estabilidade e se torna crucial para reagir frente às perturbações de equilíbrio. Acredita-se assim, que o apoio apenas do cinto pélvico possa ter proporcionado rigidez articular suficiente para atingir o objetivo da tarefa com a melhor performance possível, no qual é manter-se estável, porém ocupando o espaço de maneira complexa na incorporação e controle dos graus de liberdade disponíveis.

Outra característica de distinção entre lactentes típicos e crianças com PC é o fato do grupo TD ter sido sensível às mudanças de nível de suporte externo na direção ML. Segundo Dusing, Izzo, Thacker, & Galloway (2014), mudanças na complexidade da oscilação do CoP estão associadas à aquisição de novas habilidades em lactentes típicos durante os primeiros meses de vida. Nossos resultados refletem um padrão de mudanças na complexidade da oscilação de cabeça ao longo do tempo de aquisição do sentar independente. Para os lactentes mais imaturos TD-3, as mudanças na complexidade ocorreram apenas no eixo AP diante de diferentes níveis de suporte de tronco. Nos períodos subsequentes, os grupos TD-2 e TD-3 modificaram a complexidade dos movimentos de cabeça exclusivamente na direção ML, e finalmente, no período de sentar

independente (TD+1) não houve mudanças significativas diante de diferentes níveis de suporte para nenhum dos eixos AP e ML.

Tais resultados indicam que, no período mais imaturo de aquisição do sentar, as mudanças ocorrem mais intensamente na direção AP, e depois a busca passa a ser o controle adaptativo de movimentos na direção ML. No mesmo sentido, Cignetti et al., (2012) evidenciaram que as mudanças na complexidade e predictabilidade das oscilações do CoP durante o período imaturo do tempo de aquisição do sentar de lactentes típicos ocorrem primariamente no eixo AP. No entanto, crianças com PC moderada a severa são sensíveis às mudanças do nível de suporte ao longo do eixo AP, porém essas não são capazes de adquirir total controle dos movimentos nesse eixo e conseqüentemente não conseguem progredir o controle adaptativo dos movimentos para o eixo ML, pelo contrário, compensações secundárias e estereotipadas são desenvolvidas a partir dessas limitações (Hadders-Algra, Brogren, & Forssberg, 1996a); Brogren, Hadders-Algra, & Forssberg, 1998).

Além disso, o controle primário na direção AP também é consistente com a forma anatômica, função e movimentos adquiridos quando o controle é apenas cervical e torácico superior; visto que a região torácica permite maiores possibilidades de movimentos em flexão anterior e extensão de tronco. Nossos resultados, assim, sugerem que a complexidade ao longo do eixo ML provavelmente não se diferencie enquanto o controle segmentar de tronco seja adquirido até a região lombar inferior, quando o controle dos movimentos rotacionais se torna possível. Dessa maneira, menor complexidade, maior predictabilidade, o não controle dos DOF e a inadaptabilidade à diferentes níveis de suporte de tronco ao longo do eixo ML refletem como crianças com PC possuem dificuldade em explorar diferentes padrões de movimentos, afetando o

processo de aquisição de total controle de tronco e cabeça. De acordo com Stins, Michielsen, Roerdink, & Beek (2009) e Gruber et al. (2011), redução na complexidade dos movimentos na postura em pé pode estar associada ao aumento na demanda atencional, à não capacidade de responder à perturbações de equilíbrio e a superar as demandas da vida diária. Nossos resultados suportam a necessidade de intervenções que promovam aumento da complexidade de movimentos em crianças com PC e ainda, sugerem que a abordagem do treino segmentar de tronco (*Targeted Training*) possa trazer benefícios no processo de aquisição do controle de tronco.

Interessante observar que o efeito reverso do suporte de tronco entre as crianças dos grupos GMFCS IV e V ao longo do eixo AP foi similar ao que foi verificado entre os lactentes nos períodos TD-2 e TD-1 ao longo do eixo ML. O grupo TD-2 aumentaram a complexidade de seus movimentos quando o suporte era torácico médio e à altura da cintura, enquanto que as crianças do grupo TD-1 apresentaram maior complexidade quando foram apoiadas apenas pela pélvis. Acredita-se que tais diferenças possam ser reflexo da progressão do controle segmentar de tronco que ocorrem nesses períodos e ainda, podem estar associadas às mudanças específicas na ordem de recrutamento dos músculos de tronco que ocorre exatamente nessa idade (5.5 meses para TD-2; 6.5 meses TD-1- Saavedra & Woollacott, 2015). Especificamente a partir do sexto mês de vida, a ordem de recrutamento dos músculos do tronco gradualmente se modifica de *top-down* para *bottom-up* durante o alcançar de objetos (van Balen, Dijkstra, & Hadders-Algra, 2012). E possivelmente essa transição não esteja associada somente à idade, mas ao processo de aquisição de controle de tronco. Dessa maneira, acredita-se que essa mesma mudança na ordem de recrutamento muscular que acontece nos lactentes típicos também ocorre nas crianças com PC em fases mais tardias de aquisição do sentar independente e

isso pode ter contribuído para maior complexidade do grupo GMFCS IV quando o suporte (pélvico) estava muito abaixo do nível de controle segmentar de tronco (torácico inferior).

Mudanças dos níveis de suporte de tronco não foram suficientes para modificar a utilização dos DOF ao longo dos eixos AP e ML em crianças com PC GMFCS V e lactentes TD-3. Tais grupos utilizaram a mesma dimensionalidade para diferentes níveis de suporte de tronco. Acredita-se que a dimensionalidade seja consequência da interação entre a restrição biomecânica e o controle em se movimentar; ou seja, quando as crianças que possuem controle segmentar de tronco mais inferior a dimensionalidade se modifica se acordo com a possibilidade biomecânica de se mover. Assim, nessas crianças, à medida que as restrições biomecânicas diminuem, as possibilidades de ação aumentam e o número de DOF ativos e dimensionalidade aumentam. Todavia, quando as crianças possuem controle segmentar mais superiormente (cervical ou torácica alta), como as crianças do grupo GMFCS V e lactentes TD-3, o controle inadequado impede o acesso à dimensionalidade e a utilização dos DOF de maneira efetiva.

### **5. Conclusões e Limitações**

O processo de *surrogate* das séries temporais evidenciou que as flutuações dos movimentos de cabeça não podem ser consideradas aleatórias. Portanto, tais movimentos possuem uma estrutura que permite a utilização da análise não-linear. Independente dos níveis de suporte de tronco, crianças com PC apresentaram maior uso da dimensionalidade, porém de movimentos de cabeça menos complexos e mais previsíveis do que crianças típicas. Como esperado, o efeito do suporte de tronco se diferenciou de acordo com o nível de controle segmentar de tronco. O suporte axilar ou torácico médio permitiu aos lactentes TD-3 e às crianças com PC nível de GMFCS V maior complexidade e menor predictabilidade dos movimentos de cabeça. Em contrapartida, as



crianças do grupo GMFCS IV apresentaram maior complexidade e menor predictabilidade quando o suporte foi pélvico, ou seja, bem abaixo do nível de controle segmentar dessas crianças; demonstrando que outros fatores além dos controlados nesse estudo influenciam a organização e a estrutura dos movimentos de cabeça de crianças com PC.

Os resultados proporcionam uma visão extensa sobre possíveis estratégias de avaliação e tratamento dentro da abordagem de controle segmentar de tronco, o qual podem trazer benefícios às crianças com PC moderada a grave.



**CONSIDERAÇÕES FINAIS**

Os resultados obtidos nos estudos conduzidos sugerem que:

- Necessita-se compreender como fatores intrínsecos comprometem o controle postural em crianças com PC e como estes podem estar relacionados a prejuízos no desempenho das atividades funcionais, e quais os fatores estão relacionados com a essa tendência de ganho progressivo dos déficits posturais na criança com PC. Os fatores extrínsecos podem influenciar o controle da postura sentada em crianças com PC de acordo com o nível de severidade funcional da criança. Estudos que investiguem a manipulação de informações sensoriais são necessários. Além disso, a eficácia de intervenções direcionadas à postura sentada em crianças com PC tem sido pouco relatada; procedimentos e métodos ainda podem ser mais investigados.
- É importante observar que todas as crianças do presente estudo com PC, em todos os níveis de severidade e mobilidade são capazes de se adaptar à todas as condições de manipulação sensorial na postura sentada. Porém crianças mais severas parecem ativar excessivamente e de maneira mais assimétrica músculos extensores e flexores de tronco quando submetidas às condições de superfície instável, evidenciando dificuldades no processo de ajuste e organização multissensorial.
- Resultados sugerem benefícios da órtese *Pediasuit* no controle da postura sentada para todos os grupos GMFCS, evidenciados tanto pela diminuição da variabilidade na oscilação do CoP, como também pela melhora da qualidade da trajetória o CoP, refletida pelo aumento da complexidade e do número de dimensões utilizadas.

- O processo de *surrogate* das séries temporais evidenciou que as flutuações dos movimentos de cabeça não podem ser consideradas aleatórias. Portanto, tais movimentos possuem uma estrutura que permite a utilização da análise não-linear. Independentemente do nível de suporte de tronco, em ambas as direções AP e ML, as crianças com PC apresentaram movimentos de cabeça menos complexos e mais repetitivos do que lactentes típicos. Além disso, os grupos de crianças com PC apresentaram movimentos utilizando maiores DOF apenas para o eixo AP. Como esperado, o efeito do nível de suporte de tronco se distinguiu de acordo com o nível de controle segmentar de tronco da criança. As crianças com GMFCS V e os lactentes TD-3 apresentaram movimentos de cabeça menos complexos e preditivos ou repetitivos quando o nível de suporte externo era inferior. Enquanto que para esses mesmos níveis de suporte de tronco mais inferiores, os grupos de crianças com GMFCS IV apresentaram efeito na direção oposta, exibindo movimentos com maior complexidade e menor predictabilidade.



## **REFERÊNCIAS**

## Referências Contextualização e Estudo 1

Abarbanel, H. (1996). *Analysis of observed chaotic data*. Berlin Heidelberg, New York: Springer.

Adolph, K. E. (2003). Learning to keep balance. *Advances in Child Development and Behavior*, 30, 1–40. [http://doi.org/10.1016/S0065-2407\(02\)80038-6](http://doi.org/10.1016/S0065-2407(02)80038-6)

Aminian, K., Ruffieux, C., & Robert, P. (1988). Filtering by adaptive sampling (FAS). *Medical & Biological Engineering & Computing*, 26(6), 658–62. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3256761>

Angsupaisal, M., Maathuis, C. G., & Hadders-Algra, M. (2015). Adaptive seating systems in children with severe cerebral palsy across International Classification of Functioning, Disability and Health for Children and Youth version domains: a systematic review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, n/a–n/a. <http://doi.org/10.1111/dmcn.12762>

Arpin, D. J., Stuberg, W., Stergiou, N., & Kurz, M. J. (2013). Motor control of the lower extremity musculature in children with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 34(4), 1134–1143. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2012.12.014>

Autti-Rämö, I., Suoranta, J., Anttila, H., Malmivaara, A., & Mäkelä, M. (2006). Effectiveness of upper and lower limb casting and orthoses in children with cerebral palsy: an overview of review articles. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 85(1), 89–103. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16357554>

Bailes, A. F., Greve, K., Burch, C. K., Reder, R., Lin, L., & Huth, M. M. (2011). The effect of suit wear during an intensive therapy program in children with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 23, 136–142. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e318218ef58>

Bair, Woei-Nan; Klemel, Tim; Jeka, Jonh J.; Clark, J. (2009). NIH Public Access. *Brain*, 183(4), 435–446. <http://doi.org/10.1007/s00221-007-1057-2>. DEVELOPMENT

Barela, J. a., Focks, G. M. J., Hilgeholt, T., Barela, A. M. F., Carvalho, R. D. P., & Savelsbergh, G. J. P. (2011). Perception-action and adaptation in postural control of children and adolescents with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 32(6), 2075–2083. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.08.018>

Bartlett, D., & Birmingham, T. (2003). Validity and reliability of a pediatric reach test. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 15, 84–92. <http://doi.org/10.1097/01.PEP.0000067885.63909.5C>

- Bates D, Maechler M, B. B. (2011). lme4:Linear mixed-effects models using S4 classes. *R Package Version 0999375-39*. CRAN.R-project.org:<http://CRAN.R-project.org/package=lme4>.
- Bax, M., Goldstein, M., Rosenbaum, P., Leviton, A., Paneth, N., Dan, B., ... Damiano, D. (2005). Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 47(8), 571–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16108461>
- Beckung, E., Carlsson, G., Carlsdotter, S., & Uvebrant, P. (2007). The natural history of gross motor development in children with cerebral palsy aged 1 to 15 years. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 49(10), 751–756. <http://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00751.x>
- Bigongiari, A., de Andrade e Souza, F., Franciulli, P. M., Neto, S. E. R., Araujo, R. C., & Mochizuki, L. (2011). Anticipatory and compensatory postural adjustments in sitting in children with cerebral palsy. *Human Movement Science*, 30(3), 648–657. <http://doi.org/10.1016/j.humov.2010.11.006>
- Böhm, H., & Döderlein, L. (2012). Gait asymmetries in children with cerebral palsy: do they deteriorate with running? *Gait & Posture*, 35(2), 322–7. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.003>
- Brogren, E., Forssberg, H., & Hadders-Algra, M. (2001). Influence of two different sitting positions on postural adjustments in children with spastic diplegia. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 43, 534–546. <http://doi.org/10.1017/s0012162201000974>
- Brogren, E., Hadders-Algra, M., & Forssberg, H. (1996). Postural control in children with spastic diplegia: muscle activity during perturbations in sitting. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 38, 379–388.
- Brogren, E., Hadders-Algra, M., & Forssberg, H. (1998). Postural control in sitting children with cerebral palsy. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 22(4), 591–596. [http://doi.org/10.1016/s0149-7634\(97\)00049-3](http://doi.org/10.1016/s0149-7634(97)00049-3)
- Burtner, P. A., Woollacott, M. H., Craft, G. L., & Roncesvalles, M. N. The capacity to adapt to changing balance threats: a comparison of children with cerebral palsy and typically developing children. *Developmental Neurorehabilitation*, 10(3), 249–60. <http://doi.org/10.1080/17518420701303066>
- Butler, P. B. (1998). A preliminary report on the effectiveness of trunk targeting in achieving independent sitting balance in children with cerebral palsy. *Clinical Rehabilitation*, 12, 281–293. <http://doi.org/10.1191/026921598667577442>
- Butler, P. B., Saavedra, S., Sofranac, M., Jarvis, S. E., & Woollacott, M. H. (2010). Refinement, reliability, and validity of the segmental assessment of trunk control. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 22(3), 246–57. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e3181e69490>

- Butler, P. B., Thompson, N., & Major, R. E. (1992). Improvement in walking performance of children with cerebral palsy: preliminary results. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *34*, 567–576.
- Cahill-Rowley, K., & Rose, J. (2014). Etiology of impaired selective motor control: Emerging evidence and its implications for research and treatment in cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *56*(6), 522–528. <http://doi.org/10.1111/dmcn.12355>
- Cans, C., Surman, G., McManus, V., Coghlan, D., Hensey, O., & Johnson, A. (2004). Cerebral palsy registries. *Seminars in Pediatric Neurology*, *11*(1), 18–23. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15132250>
- Carlberg, E. B., & Hadders-algra, M. (2005). Postural Dysfunction in Children with Cerebral Palsy : Some Implications Therapeutic Guidance, *12*(2), 221–229.
- Chen, J., & Woollacott, M. H. (2007). Lower extremity kinetics for balance control in children with cerebral palsy. *Journal of Motor Behavior*, *39*(4), 306–16. <http://doi.org/10.3200/JMBR.39.4.306-316>
- Chen, L. C., Metcalfe, J. S., Chang, T. Y., Jeka, J. J., & Clark, J. E. (2008). The development of infant upright posture: Sway less or sway differently? *Experimental Brain Research*, *186*, 293–303. <http://doi.org/10.1007/s00221-007-1236-1>
- Chen, L. C., Metcalfe, J. S., Jeka, J. J., & Clark, J. E. (2007). Two steps forward and one back: Learning to walk affects infants' sitting posture. *Infant Behavior and Development*, *30*, 16–25. <http://doi.org/10.1016/j.infbeh.2006.07.005>
- Cherng, R. J., Lin, H. C., Ju, Y. H., & Ho, C. S. (2009). Effect of seat surface inclination on postural stability and forward reaching efficiency in children with spastic cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, *30*(1), 1420–1427. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2009.07.002>
- Cherng, R. J., Su, F. C., Chen, J. J., & Kuan, T. S. Performance of static standing balance in children with spastic diplegic cerebral palsy under altered sensory environments. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, *78*(4), 336–43. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10418839>
- Cignetti, F., Kyvelidou, A., Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2011). Anterior-posterior and medial-lateral control of sway in infants during sitting acquisition does not become adult-like. *Gait and Posture*, *33*(1), 88–92. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.10.002>.Anterior-posterior
- Corrêa, J. C. F., Corrêa, F. I., Franco, R. C., & Bigongiari, A. Corporal oscillation during static biped posture in children with cerebral palsy. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, *47*(3), 131–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17557645>



- Cusick, B. D., & Stuber, W. A. (1992). Assessment of lower-extremity alignment in the transverse plane: implications for management of children with neuromotor dysfunction. *Physical Therapy*, *72*(1), 3–15. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1728046>
- De Graaf-Peters, V. B., Blauw-Hospers, C. H., Dirks, T., Bakker, H., Bos, A. F., & Hadders-Algra, M. (2007). Development of postural control in typically developing children and children with cerebral palsy: Possibilities for intervention? *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, *31*, 1191–1200. <http://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2007.04.008>
- Deffeyes, J. E. (2009). Nonlinear Dynamics of Infant Sitting Postural Control. *Analysis*.
- Deffeyes, J. E., Harbourne, R. T., DeJong, S. L., Kyvelidou, A., Stuber, W. a, & Stergiou, N. (2009). Use of information entropy measures of sitting postural sway to quantify developmental delay in infants. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, *6*, 34. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-6-34>
- Donker, S. F., Ledebt, A., Roerdink, M., Savelsbergh, G. J. P., & Beek, P. J. (2008). Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. *Experimental Brain Research*, *184*, 363–370. <http://doi.org/10.1007/s00221-007-1105-y>
- Duarte, M., & Freitas, S. M. S. F. (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, *14*(3), 183–192. <http://doi.org/10.1590/S1413-35552010000300003>
- Englander, Z. A., Pizoli, C. E., Batrachenko, A., Sun, J., Worley, G., Mikati, M. A., ... Song, A. W. (2013). Diffuse reduction of white matter connectivity in cerebral palsy with specific vulnerability of long range fiber tracts. *NeuroImage. Clinical*, *2*, 440–7. <http://doi.org/10.1016/j.nicl.2013.03.006>
- Ferdjallah, M., Harris, G. F., Smith, P., & Wertsch, J. J. (2002). Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *17*, 203–210. [http://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00121-8](http://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00121-8)
- Gardner-morse, M. G., & Stokes, I. A. F. (2001). Trunk stiffness increases with steady-state effort. *34*(November 2000), 457–463.
- Ghasia, F., Brunstrom, J., Gordon, M., & Tychsen, L. (2008). Frequency and severity of visual sensory and motor deficits in children with cerebral palsy: gross motor function classification scale. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, *49*(2), 572–580. <http://doi.org/10.1167/iovs.07-0525>
- Grangeon, M., Gagnon, D., Duclos, C., Gauthier, C., Larivière, C., & Gourdou, P. (2013). Bioengineering & Biomedical Sciences Characterizing Postural Stability in a Quasi-Static Sitting Position among Individuals with Sensorimotor Impairments Following Spinal Cord Injury, *3*(1), 1–10. <http://doi.org/10.4172/2155-9538.1000124>

- Gruber, A. H., Busa, M. a., Gorton, G. E., Van Emmerik, R. E. a, Masso, P. D., & Hamill, J. (2011). Time-to-contact and multiscale entropy identify differences in postural control in adolescent idiopathic scoliosis. *Gait and Posture*, *34*(1), 13–18. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.015>
- Hadders-Algra, M., Brogren, E., & Forssberg, H. (1996a). Ontogeny of postural adjustments during sitting in infancy: variation, selection and modulation. *The Journal of Physiology*, *493* ( Pt 1, 273–288.
- Hadders-Algra, M., Brogren, E., & Forssberg, H. (1996b). Training affects the development of postural adjustments in sitting infants. *The Journal of Physiology*, *493* ( Pt 1, 289–298.
- Hadders-Algra, M., van der Heide, J. C., Fock, J. M., Stremmelaar, E., van Eykern, L. a, & Otten, B. (2007). Effect of seat surface inclination on postural control during reaching in preterm children with cerebral palsy. *Physical Therapy*, *87*(7), 861–871. <http://doi.org/10.2522/ptj.20060330>
- Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009). Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Physical Therapy*, *89*(3), 267–282. <http://doi.org/10.2522/ptj.20080130>
- Harbourne, R. T., Willett, S., Kyvelidou, A., Deffeyes, J., & Stergiou, N. (2010). A comparison of interventions for children with cerebral palsy to improve sitting postural control: a clinical trial. *Physical Therapy*, *90*, 1881–1898. <http://doi.org/10.2522/ptj.2010132>
- Hernandes, E., Zamboni, A., Fabbri, S., & Thommazo, A. Di. (n.d.). Using GQM and TAM to evaluate StArt - a tool that supports Systematic Review. *CLEI Electronic Journal*, *15*(1), 3. Retrieved from [http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0717-50002012000100003&lng=es&nrm=iso&tlng=pt](http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-50002012000100003&lng=es&nrm=iso&tlng=pt)
- Himmelmann, K., Beckung, E., Hagberg, G., & Uvebrant, P. (2006). Gross and fine motor function and accompanying impairments in cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *48*(6), 417–423. <http://doi.org/10.1017/S0012162206000922>
- Hodges, P., Gurfinkel, V., Brumagne, S., Smith, T., & Cordo, P. (2002). Coexistence of stability and mobility in postural control: Evidence from postural compensation for respiration. *Experimental Brain Research*, *144*, 293–302. <http://doi.org/10.1007/s00221-002-1040-x>
- Hoon, A. H., Stashinko, E. E., Nagae, L. M., Lin, D. D. M., Keller, J., Bastian, A., ... Johnston, M. V. (2009). Sensory and motor deficits in children with cerebral palsy born preterm correlate with diffusion tensor imaging abnormalities in thalamocortical pathways. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *51*(9), 697–704. <http://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2009.03306.x>

- Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, *55*, 1369–1381. <http://doi.org/3734861>
- Howarth, S. J., Allison, a. E., Grenier, S. G., Cholewicki, J., & McGill, S. M. (2004). On the implications of interpreting the stability index: A spine example. *Journal of Biomechanics*, *37*, 1147–1154. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.12.038>
- Howle, J. M. (2002). *Neuro-developmental Treatment Approach: Theoretical Foundations and Principles of Clinical Practice*. NeuroDevelopmental Treatment. Retrieved from [http://books.google.co.in/books/about/Neuro\\_developmental\\_Treatment\\_Approach.html?id=3GKsppvjOIC&pgis=1](http://books.google.co.in/books/about/Neuro_developmental_Treatment_Approach.html?id=3GKsppvjOIC&pgis=1)
- Hughes, M. A., Duncan, P. W., Rose, D. K., Chandler, J. M., & Studenski, S. A. (1996). The relationship of postural sway to sensorimotor function, functional performance, and disability in the elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *77*(6), 567–572. [http://doi.org/10.1016/S0003-9993\(96\)90296-8](http://doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90296-8)
- James J. McPherson; Richard Schild, Sandi J. Sapuding, Paula Barsamian, Carol Transon, Scott C. White, 1991. (n.d.). McPherson, 1991, analysis of UE movement in 4 sitting positions.
- Jeka, J., Oie, K. S., & Kiemel, T. (2000). Multisensory information for human postural control: Integrating touch and vision. *Experimental Brain Research*, *134*(1), 107–125. <http://doi.org/10.1007/s002210000412>
- Johansson, H., & Sojka, P. (1985). Actions on gamma-motoneurons elicited by electrical stimulation of cutaneous afferent fibres in the hind limb of the cat. *The Journal of Physiology*.
- Karlsson, A., Norrlin, S., Silander, H. C., Dahl, M., & Lanshammar, H. (2000). Amplitude and frequency analysis of force plate data in sitting children with and without MMC. *Clinical Biomechanics*, *15*(7), 541–545. [http://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00010-3](http://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00010-3)
- Keshner, E. a, Cromwell, R. L., & Peterson, B. W. (1995). Mechanisms controlling human head stabilization. II. Head-neck characteristics during random rotations in the vertical plane. *Journal of Neurophysiology*, *73*, 2302–2312.
- Ko, Y. G., Challis, J. H., & Newell, K. M. (2003). Learning to coordinate redundant degrees of freedom in a dynamic balance task. *Human Movement Science*, *22*, 47–66. [http://doi.org/10.1016/S0167-9457\(02\)00177-X](http://doi.org/10.1016/S0167-9457(02)00177-X)
- Kyvelidou, A., Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2010). Severity and characteristics of developmental delay can be assessed using variability measures of sitting posture. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, *22*(3), 259–266. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e3181eb68ec>

- Law, M., Darrach, J., Pollock, N., Rosenbaum, P., Russell, D., Walter, S. D., ... Wright, V. (2007). Focus on Function - a randomized controlled trial comparing two rehabilitation interventions for young children with cerebral palsy. *BMC Pediatrics*, 7, 31. <http://doi.org/10.1186/1471-2431-7-31>
- Liao, H. F., Jeng, S. F., Lai, J. S., Cheng, C. K., & Hu, M. H. (1997). The relation between standing balance and walking function in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 39, 106–112. <http://doi.org/10.1097/00001577-199700940-00060>
- Liao, S.-F., Yang, T.-F., Hsu, T.-C., Chan, R.-C., & Wei, T.-S. (2003). Differences in seated postural control in children with spastic cerebral palsy and children who are typically developing. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 82(8), 622–626. <http://doi.org/10.1097/01.PHM.0000073817.51377.51>
- Liu, W.-Y., Zaino, C. A., & McCoy, S. W. (2007). Anticipatory postural adjustments in children with cerebral palsy and children with typical development. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 19(3), 188–95. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e31812574a9>
- Major, R. E., Johnson, G. R., & Butler, P. B. (2001). Learning motor control in the upright position: a mechanical engineering approach. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 215, 315–323. <http://doi.org/10.1243/0954411011535911>
- Maurer, C., Mergner, T., & Peterka, R. J. (2006). Multisensory control of human upright stance. *Experimental Brain Research*, 171, 231–250. <http://doi.org/10.1007/s00221-005-0256-y>
- Maurer, C., & Peterka, R. J. (2005). A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 93(August 2004), 189–200. <http://doi.org/10.1152/jn.00221.2004>
- Melo, P. S., Ferreira, T. P., Santos-Pontelli, T. E. G., Carneiro, J. a O., Carneiro, A. a O., & Colafêmima, J. F. (2009). Comparação Da Oscilação Postural Estática Na Posição Sentada Entre Jovens E Idosos Saudáveis. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 13(6), 549–554. <http://doi.org/10.1590/S1413-35552009000600013>
- Morris, C., Newdick, H., & Johnson, A. (2002). Variations in the orthotic management of cerebral palsy. *Child: Care, Health and Development*, 28, 139–147. <http://doi.org/10.1046/j.1365-2214.2002.00259.x>
- Morrison, S., & Newell, K. M. (2000). Limb stiffness and postural tremor in the arm. *Motor Control*, 4(3), 293–315. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10900057>

- Munoz, F., Rouboa, A. I., & Rougier, P. R. (2013). The balance control effects on sitting posture induced by lumbosacral orthosis wear vary depending on the level of stability. *Applied Ergonomics*, *44*(4), 511–6. <http://doi.org/10.1016/j.apergo.2012.11.002>
- Nadeau, S., Amblard, B., Mesure, S., & Bourbonnais, D. (2003). Head and trunk stabilization strategies during forward and backward walking in healthy adults. *Gait and Posture*, *18*, 134–142.
- Nashner, L. M., Shumway-Cook, a, & Marin, O. (1983). Stance posture control in select groups of children with cerebral palsy: deficits in sensory organization and muscular coordination. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation Cerebrale*, *49*, 393–409. <http://doi.org/10.1007/BF00238781>
- Nicholson, J. H., Morton, R. E., Attfield, S., & Rennie, D. (2001). Assessment of upper-limb function and movement in children with cerebral palsy wearing lycra garments. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *43*(6), 384–391. <http://doi.org/10.1017/S001216220100072X>
- Nobre, A., Monteiro, F. F., Golin, M. O., Biasotto-Gonzalez, D., Corrêa, J. C. F., & Oliveira, C. S. Analysis of postural oscillation in children with cerebral palsy. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, *50*(5), 239–44. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20718335>
- Nordmark, E., Hägglund, G., & Lagergren, J. (2001). Cerebral palsy in southern Sweden II. Gross motor function and disabilities. *Acta Paediatrica*, *90*(11), 1277–1282. <http://doi.org/10.1080/080352501317130326>
- Odding, E., Roebroeck, M. E., & Stam, H. J. (2006). The epidemiology of cerebral palsy: incidence, impairments and risk factors. *Disability and Rehabilitation*, *28*(4), 183–91. <http://doi.org/10.1080/09638280500158422>
- Panjabi, M. M. (2003). Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *13*, 371–379. [http://doi.org/10.1016/S1050-6411\(03\)00044-0](http://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00044-0)
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor Integration in Human Postural Control  
Sensorimotor Integration in Human Postural Control, 1097–1118.
- Pincus, S. M., Gladstone, I. M., & Ehrenkranz, R. A. (1991). A regularity statistic for medical data analysis. *Journal of Clinical Monitoring*, *7*(4), 335–45. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1744678>
- Pincus, S. M., & Goldberger, A. L. (1994). Physiological time-series analysis: what does regularity quantify? *The American Journal of Physiology*, *266*(4 Pt 2), H1643–56. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8184944>
- Policy, J. F., Torburn, L., Rinsky, L. A., & Rose, J. Electromyographic test to differentiate mild diplegic cerebral palsy and idiopathic toe-walking. *Journal of*

- Pediatric Orthopedics*, 21(6), 784–9. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11675555>
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 14(4), 402–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10945424>
- Prosser, L. a, Lee, S. C. K., Barbe, M. F., VanSant, A. F., & Lauer, R. T. (2010). Trunk and hip muscle activity in early walkers with and without cerebral palsy--a frequency analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(5), 851–859. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.04.005>
- Prosser, L. a, Lee, S. C. K., VanSant, A. F., Barbe, M. F., & Lauer, R. T. (2010). Trunk and hip muscle activation patterns are different during walking in young children with and without cerebral palsy. *Physical Therapy*, 90, 986–997. <http://doi.org/10.2522/ptj.20090161>
- R Development Core Team. (2011). R Foundation for Statistical Computing. Retrieved from <http://www.r-project.org/>
- Rauch, A.; Cieza, A.; Stucki, G. (2008). E in Yr. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 44(June), 246–251. <http://doi.org/10.1002/14651858.CD005954.pub2.Fundings>.
- Reeves, N. P., Everding, V. Q., Cholewicki, J., & Morrisette, D. C. (2006). The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. *Experimental Brain Research*, 174(4), 694–700. <http://doi.org/10.1007/s00221-006-0516-5>
- Roncesvalles, M. N., Woollacott, M. W., & Burtner, P. A. (2002). Neural factors underlying reduced postural adaptability in children with cerebral palsy. *Neuroreport*, 13(18), 2407–10. <http://doi.org/10.1097/01.wnr.0000048024.40536.9d>
- Rose, J., Wolff, D. R., Jones, V. K., Bloch, D. a, Oehlert, J. W., & Gamble, J. G. (2002). Postural balance in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 44(2002), 58–63. <http://doi.org/10.1017/S0012162201001669>
- Rosenbaum, P. (2007). The natural history of gross motor development in children with cerebral palsy aged 1 to 15 years. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 49(10), 724. <http://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00724.x>
- Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., Bax, M., Damiano, D., ... Jacobsson, B. (2007). A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Developmental Medicine and Child Neurology. Supplement*, 109, 8–14. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17370477>
- Rosenstein, M., Collins, J., & de Luca, C. (1993). A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets. *Physica D-Nonlinear*

*Phenomena*, (617). Retrieved from <http://www-anw.cs.umass.edu/~mtr/papers/RosensteinM93.pdf>  
 npapers3://publication/uuid/B61A1922-225A-4FC2-8CC9-D5147B26022D

- Saavedra, S., Joshi, A., Woollacott, M., & van Donkelaar, P. (2009). Eye hand coordination in children with cerebral palsy. *Experimental Brain Research*, *192*(2), 155–65. <http://doi.org/10.1007/s00221-008-1549-8>
- Saavedra, S. L., van Donkelaar, P., & Woollacott, M. H. (2012). Learning about gravity: segmental assessment of upright control as infants develop independent sitting. *Journal of Neurophysiology*, *108*(8), 2215–29. <http://doi.org/10.1152/jn.01193.2011>
- Saavedra, S. L., & Woollacott, M. H. (2015a). Segmental Contributions to Trunk Control in Children With Moderate-to-Severe Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.01.016>
- Saavedra, S. L., & Woollacott, M. H. (2015b). Segmental contributions to trunk control in children with moderate-to-severe cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.01.016>
- Saavedra, S., Woollacott, M., & Donkelaar, P. Van. (2011). Effect of Vision and Trunk Support. *History*, *201*(1), 1–19. <http://doi.org/10.1007/s00221-009-2001-4>.Head
- Sahrmann, S. (2010). *Movement System Impairment Syndromes of the Extremities, Cervical and Thoracic Spines* (Vol. 19). Elsevier Health Sciences. Retrieved from <https://books.google.com/books?id=hAZT-VFiTUoC&pgis=1>
- Saxena, S., Rao, B. K., & Kumaran, S. (2014). Analysis of postural stability in children with cerebral palsy and children with typical development: an observational study. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, *26*(3), 325–30. <http://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000060>
- Slaboda, J. C., Lauer, R. T., & Keshner, E. a. (2013). Postural responses of adults with cerebral palsy to combined base of support and visual field rotation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *21*(2), 218–224. <http://doi.org/10.1109/TNSRE.2013.2246583>
- Smith, B. a., Teulier, C., Sansom, J., Stergiou, N., & Ulrich, B. D. (2011). Approximate Entropy Values Demonstrate Impaired Neuromotor Control of Spontaneous Leg Activity in Infants With Myelomeningocele. *Pediatric Physical Therapy*, *23*, 241–247. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e3182289ae4>
- Stins, J. F., Michielsen, M. E., Roerdink, M., & Beek, P. J. (2009). Sway regularity reflects attentional involvement in postural control: Effects of expertise, vision and cognition. *Gait and Posture*, *30*, 106–109. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.04.001>

- Stokes, I. a F., & Gardner-Morse, M. (2001). Lumbar spinal muscle activation synergies predicted by multi-criteria cost function. *Journal of Biomechanics*, *34*, 733–740. [http://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00034-3](http://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00034-3)
- Teflioudi, E. P., Zafeiriou, D. I., Vargiami, E., Kontopoulos, E., & Tsikoulas, I. (2011). Somatosensory evoked potentials in children with bilateral spastic cerebral palsy. *Pediatric Neurology*, *44*(3), 177–82. <http://doi.org/10.1016/j.pediatrneurol.2010.11.001>
- Theiler, J., Eubank, S., Longtin, A., Galdrikian, B., & Doyne Farmer, J. (1992). Testing for nonlinearity in time series: the method of surrogate data. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, *58*, 77–94. [http://doi.org/10.1016/0167-2789\(92\)90102-S](http://doi.org/10.1016/0167-2789(92)90102-S)
- Trefler, E., & Angelo, J. (1997). Comparison of anterior trunk supports for children with cerebral palsy. *Assistive Technology: The Official Journal of RESNA*, *9*(1), 15–21. <http://doi.org/10.1080/10400435.1997.10132292>
- Turvey, M. T., & Carello, C. (2011). Obtaining information by dynamic (effortful) touching. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, *366*(1581), 3123–3132. <http://doi.org/10.1098/rstb.2011.0159>
- Turvey, M. T., & Fonseca, S. T. (2014). The medium of haptic perception: a tensegrity hypothesis. *Journal of Motor Behavior*, *46*(3), 143–87. <http://doi.org/10.1080/00222895.2013.798252>
- Ulrich, B. D., Ulrich, D. A., Angulo-Kinzler, R., & Chapman, D. D. (1997). Sensitivity of infants with and without Down syndrome to intrinsic dynamics. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *68*(1), 10–9. <http://doi.org/10.1080/02701367.1997.10608862>
- Unnithan, V. B., Dowling, J. J., Frost, G., Volpe Ayub, B., & Bar-Or, O. (1996). Cocontraction and phasic activity during GAIT in children with cerebral palsy. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, *36*(8), 487–94. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8985677>
- Van de Winckel, A., Verheyden, G., Wenderoth, N., Peeters, R., Sunaert, S., Van Hecke, W., ... Feys, H. (2013). Does somatosensory discrimination activate different brain areas in children with unilateral cerebral palsy compared to typically developing children? An fMRI study. *Research in Developmental Disabilities*, *34*(5), 1710–1720. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2013.02.017>
- Van der Heide, J. C., & Hadders-Algra, M. (2005). Postural muscle dyscoordination in children with cerebral palsy. *Neural Plasticity*, *12*(2), 197–203. <http://doi.org/10.1155/NP.2005.197>
- Vekerdy, Z. (2007). Management of seating posture of children with cerebral palsy by using thoracic-lumbar-sacral orthosis with non-rigid SIDO frame. *Disability and Rehabilitation*, *29*(18), 1434–41. <http://doi.org/10.1080/09638280601055691>



- Winter, D., Patla, A., & Prince, F. (1998). Stiffness Control of Balance in Quiet Standing Stiffness Control of Balance in Quiet Standing, *80*, 1211–1221. Retrieved from <http://jn.physiology.org/content/80/3/1211.short>
- Wolf, A.; Swift, J.B.; Swinney, H.L.; Vastano, J. A. (1985). Wolf 1985.pdf. *Physica*, *16D*, 285–317.
- Woollacott, M. ., Burtner, P., Jensen, J., Jasiewicz, J., Roncesvalles, N., & Sveistrup, H. (1998). Development of Postural Responses During Standing in Healthy Children and Children with Spastic Diplegia. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *22*(4), 583–589. [http://doi.org/10.1016/S0149-7634\(97\)00048-1](http://doi.org/10.1016/S0149-7634(97)00048-1)
- Woollacott, M. H., & Shumway-Cook, A. (2005). Postural dysfunction during standing and walking in children with cerebral palsy: what are the underlying problems and what new therapies might improve balance? *Neural Plasticity*, *12*(2-3), 211–9; discussion 263–72. <http://doi.org/10.1155/NP.2005.211>
- Wurdeman, S. R., Myers, S. A., Jacobsen, A. L., & Stergiou, N. (2013). Prosthesis preference is related to stride-to-stride fluctuations at the prosthetic ankle. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *50*(5), 671–86. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24013915>

## Estudo 2

- Abarbanel, H. (1996). *Analysis of observed chaotic data*. Berlin Heidelberg, New York: Springer.
- Adolph, K. E. (2003). Learning to keep balance. *Advances in Child Development and Behavior*, *30*, 1–40. [http://doi.org/10.1016/S0065-2407\(02\)80038-6](http://doi.org/10.1016/S0065-2407(02)80038-6)
- Aminian, K., Ruffieux, C., & Robert, P. (1988). Filtering by adaptive sampling (FAS). *Medical & Biological Engineering & Computing*, *26*(6), 658–62. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3256761>
- Angsupaisal, M., Maathuis, C. G., & Hadders-Algra, M. (2015). Adaptive seating systems in children with severe cerebral palsy across International Classification of Functioning, Disability and Health for Children and Youth version domains: a systematic review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, n/a–n/a. <http://doi.org/10.1111/dmcn.12762>
- Arpin, D. J., Stuberg, W., Stergiou, N., & Kurz, M. J. (2013). Motor control of the lower extremity musculature in children with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, *34*(4), 1134–1143. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2012.12.014>
- Autti-Rämö, I., Suoranta, J., Anttila, H., Malmivaara, A., & Mäkelä, M. (2006). Effectiveness of upper and lower limb casting and orthoses in children with cerebral palsy: an overview of review articles. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, *85*(1), 89–103. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16357554>

- Bailes, A. F., Greve, K., Burch, C. K., Reder, R., Lin, L., & Huth, M. M. (2011). The effect of suit wear during an intensive therapy program in children with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 23, 136–142. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e318218ef58>
- Bair, Woei-Nan; Klemel, Tim; Jeka, Jonh J.; Clark, J. (2009). NIH Public Access. *Brain*, 183(4), 435–446. <http://doi.org/10.1007/s00221-007-1057-2>. DEVELOPMENT
- Barela, J. a., Focks, G. M. J., Hilgeholt, T., Barela, A. M. F., Carvalho, R. D. P., & Savelsbergh, G. J. P. (2011). Perception-action and adaptation in postural control of children and adolescents with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 32(6), 2075–2083. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.08.018>
- Bartlett, D., & Birmingham, T. (2003). Validity and reliability of a pediatric reach test. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 15, 84–92. <http://doi.org/10.1097/01.PEP.0000067885.63909.5C>
- Bates D, Maechler M, B. B. (2011). lme4:Linear mixed-effects models using S4 classes. *R Package Version 0999375-39*. CRAN.R-project.org:<http://CRAN.R-project.org/package=lme4>.
- Bax, M., Goldstein, M., Rosenbaum, P., Leviton, A., Paneth, N., Dan, B., ... Damiano, D. (2005). Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 47(8), 571–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16108461>
- Beckung, E., Carlsson, G., Carlsdotter, S., & Uvebrant, P. (2007). The natural history of gross motor development in children with cerebral palsy aged 1 to 15 years. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 49(10), 751–756. <http://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00751.x>
- Bigongiari, A., de Andrade e Souza, F., Franciulli, P. M., Neto, S. E. R., Araujo, R. C., & Mochizuki, L. (2011). Anticipatory and compensatory postural adjustments in sitting in children with cerebral palsy. *Human Movement Science*, 30(3), 648–657. <http://doi.org/10.1016/j.humov.2010.11.006>
- Böhm, H., & Döderlein, L. (2012). Gait asymmetries in children with cerebral palsy: do they deteriorate with running? *Gait & Posture*, 35(2), 322–7. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.003>
- Brogren, E., Forssberg, H., & Hadders-Algra, M. (2001). Influence of two different sitting positions on postural adjustments in children with spastic diplegia. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 43, 534–546. <http://doi.org/10.1017/s0012162201000974>

- Brogren, E., Hadders-Algra, M., & Forssberg, H. (1996). Postural control in children with spastic diplegia: muscle activity during perturbations in sitting. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *38*, 379–388.
- Brogren, E., Hadders-Algra, M., & Forssberg, H. (1998). Postural control in sitting children with cerebral palsy. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, *22*(4), 591–596. [http://doi.org/10.1016/s0149-7634\(97\)00049-3](http://doi.org/10.1016/s0149-7634(97)00049-3)
- Burtner, P. A., Woollacott, M. H., Craft, G. L., & Roncesvalles, M. N. The capacity to adapt to changing balance threats: a comparison of children with cerebral palsy and typically developing children. *Developmental Neurorehabilitation*, *10*(3), 249–60. <http://doi.org/10.1080/17518420701303066>
- Butler, P. B. (1998). A preliminary report on the effectiveness of trunk targeting in achieving independent sitting balance in children with cerebral palsy. *Clinical Rehabilitation*, *12*, 281–293. <http://doi.org/10.1191/026921598667577442>
- Butler, P. B., Saavedra, S., Sofranac, M., Jarvis, S. E., & Woollacott, M. H. (2010). Refinement, reliability, and validity of the segmental assessment of trunk control. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, *22*(3), 246–57. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e3181e69490>
- Butler, P. B., Thompson, N., & Major, R. E. (1992). Improvement in walking performance of children with cerebral palsy: preliminary results. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *34*, 567–576.
- Cahill-Rowley, K., & Rose, J. (2014). Etiology of impaired selective motor control: Emerging evidence and its implications for research and treatment in cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *56*(6), 522–528. <http://doi.org/10.1111/dmcn.12355>
- Cans, C., Surman, G., McManus, V., Coghlan, D., Hensey, O., & Johnson, A. (2004). Cerebral palsy registries. *Seminars in Pediatric Neurology*, *11*(1), 18–23. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15132250>
- Carlberg, E. B., & Hadders-algra, M. (2005). Postural Dysfunction in Children with Cerebral Palsy : Some Implications Therapeutic Guidance, *12*(2), 221–229.
- Chen, J., & Woollacott, M. H. (2007). Lower extremity kinetics for balance control in children with cerebral palsy. *Journal of Motor Behavior*, *39*(4), 306–16. <http://doi.org/10.3200/JMBR.39.4.306-316>
- Chen, L. C., Metcalfe, J. S., Chang, T. Y., Jeka, J. J., & Clark, J. E. (2008). The development of infant upright posture: Sway less or sway differently? *Experimental Brain Research*, *186*, 293–303. <http://doi.org/10.1007/s00221-007-1236-1>

- Chen, L. C., Metcalfe, J. S., Jeka, J. J., & Clark, J. E. (2007). Two steps forward and one back: Learning to walk affects infants' sitting posture. *Infant Behavior and Development*, *30*, 16–25. <http://doi.org/10.1016/j.infbeh.2006.07.005>
- Cherng, R. J., Lin, H. C., Ju, Y. H., & Ho, C. S. (2009). Effect of seat surface inclination on postural stability and forward reaching efficiency in children with spastic cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, *30*(1), 1420–1427. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2009.07.002>
- Cherng, R. J., Su, F. C., Chen, J. J., & Kuan, T. S. Performance of static standing balance in children with spastic diplegic cerebral palsy under altered sensory environments. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, *78*(4), 336–43. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10418839>
- Cignetti, F., Kyvelidou, A., Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2011). Anterior-posterior and medial-lateral control of sway in infants during sitting acquisition does not become adult-like. *Gait and Posture*, *33*(1), 88–92. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.10.002>.Anterior-posterior
- Corrêa, J. C. F., Corrêa, F. I., Franco, R. C., & Bigongiari, A. Corporal oscillation during static biped posture in children with cerebral palsy. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, *47*(3), 131–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17557645>
- Cusick, B. D., & Stuber, W. A. (1992). Assessment of lower-extremity alignment in the transverse plane: implications for management of children with neuromotor dysfunction. *Physical Therapy*, *72*(1), 3–15. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1728046>
- De Graaf-Peters, V. B., Blauw-Hospers, C. H., Dirks, T., Bakker, H., Bos, A. F., & Hadders-Algra, M. (2007). Development of postural control in typically developing children and children with cerebral palsy: Possibilities for intervention? *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, *31*, 1191–1200. <http://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2007.04.008>
- Deffeyes, J. E. (2009). Nonlinear Dynamics of Infant Sitting Postural Control. *Analysis*.
- Deffeyes, J. E., Harbourne, R. T., DeJong, S. L., Kyvelidou, A., Stuber, W. a, & Stergiou, N. (2009). Use of information entropy measures of sitting postural sway to quantify developmental delay in infants. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, *6*, 34. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-6-34>
- Donker, S. F., Ledebt, A., Roerdink, M., Savelsbergh, G. J. P., & Beek, P. J. (2008). Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. *Experimental Brain Research*, *184*, 363–370. <http://doi.org/10.1007/s00221-007-1105-y>

- Duarte, M., & Freitas, S. M. S. F. (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, *14*(3), 183–192. <http://doi.org/10.1590/S1413-35552010000300003>
- Englander, Z. A., Pizoli, C. E., Batrachenko, A., Sun, J., Worley, G., Mikati, M. A., ... Song, A. W. (2013). Diffuse reduction of white matter connectivity in cerebral palsy with specific vulnerability of long range fiber tracts. *NeuroImage. Clinical*, *2*, 440–7. <http://doi.org/10.1016/j.nicl.2013.03.006>
- Ferdjallah, M., Harris, G. F., Smith, P., & Wertsch, J. J. (2002). Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *17*, 203–210. [http://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00121-8](http://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00121-8)
- Gardner-morse, M. G., & Stokes, I. A. F. (2001). Trunk stiffness increases with steady-state effort, *34*(November 2000), 457–463.
- Ghasia, F., Brunstrom, J., Gordon, M., & Tychsen, L. (2008). Frequency and severity of visual sensory and motor deficits in children with cerebral palsy: gross motor function classification scale. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, *49*(2), 572–580. <http://doi.org/10.1167/iovs.07-0525>
- Grangeon, M., Gagnon, D., Duclos, C., Gauthier, C., Larivière, C., & Gourdou, P. (2013). Bioengineering & Biomedical Sciences Characterizing Postural Stability in a Quasi-Static Sitting Position among Individuals with Sensorimotor Impairments Following Spinal Cord Injury, *3*(1), 1–10. <http://doi.org/10.4172/2155-9538.1000124>
- Gruber, A. H., Busa, M. a., Gorton, G. E., Van Emmerik, R. E. a, Masso, P. D., & Hamill, J. (2011). Time-to-contact and multiscale entropy identify differences in postural control in adolescent idiopathic scoliosis. *Gait and Posture*, *34*(1), 13–18. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.015>
- Hadders-Algra, M., Brogren, E., & Forssberg, H. (1996a). Ontogeny of postural adjustments during sitting in infancy: variation, selection and modulation. *The Journal of Physiology*, *493* ( Pt 1, 273–288.
- Hadders-Algra, M., Brogren, E., & Forssberg, H. (1996b). Training affects the development of postural adjustments in sitting infants. *The Journal of Physiology*, *493* ( Pt 1, 289–298.
- Hadders-Algra, M., van der Heide, J. C., Fock, J. M., Stremmelaar, E., van Eykern, L. a, & Otten, B. (2007). Effect of seat surface inclination on postural control during reaching in preterm children with cerebral palsy. *Physical Therapy*, *87*(7), 861–871. <http://doi.org/10.2522/ptj.20060330>
- Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009). Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Physical Therapy*, *89*(3), 267–282. <http://doi.org/10.2522/ptj.20080130>

- Harbourne, R. T., Willett, S., Kyvelidou, A., Deffeyes, J., & Stergiou, N. (2010). A comparison of interventions for children with cerebral palsy to improve sitting postural control: a clinical trial. *Physical Therapy, 90*, 1881–1898. <http://doi.org/10.2522/ptj.2010132>
- Hernandes, E., Zamboni, A., Fabbri, S., & Thommazo, A. Di. (n.d.). Using GQM and TAM to evaluate StArt - a tool that supports Systematic Review. *CLEI Electronic Journal, 15*(1), 3. Retrieved from [http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0717-50002012000100003&lng=es&nrm=iso&tlng=pt](http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-50002012000100003&lng=es&nrm=iso&tlng=pt)
- Himmelmann, K., Beckung, E., Hagberg, G., & Uvebrant, P. (2006). Gross and fine motor function and accompanying impairments in cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology, 48*(6), 417–423. <http://doi.org/10.1017/S0012162206000922>
- Hodges, P., Gurfinkel, V., Brumagne, S., Smith, T., & Cordo, P. (2002). Coexistence of stability and mobility in postural control: Evidence from postural compensation for respiration. *Experimental Brain Research, 144*, 293–302. <http://doi.org/10.1007/s00221-002-1040-x>
- Hoon, A. H., Stashinko, E. E., Nagae, L. M., Lin, D. D. M., Keller, J., Bastian, A., ... Johnston, M. V. (2009). Sensory and motor deficits in children with cerebral palsy born preterm correlate with diffusion tensor imaging abnormalities in thalamocortical pathways. *Developmental Medicine and Child Neurology, 51*(9), 697–704. <http://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2009.03306.x>
- Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology, 55*, 1369–1381. <http://doi.org/3734861>
- Howarth, S. J., Allison, a. E., Grenier, S. G., Cholewicki, J., & McGill, S. M. (2004). On the implications of interpreting the stability index: A spine example. *Journal of Biomechanics, 37*, 1147–1154. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.12.038>
- Howle, J. M. (2002). *Neuro-developmental Treatment Approach: Theoretical Foundations and Principles of Clinical Practice*. NeuroDevelopmental Treatment. Retrieved from [http://books.google.co.in/books/about/Neuro\\_developmental\\_Treatment\\_Approach.html?id=3GKsppvjjOIC&pgis=1](http://books.google.co.in/books/about/Neuro_developmental_Treatment_Approach.html?id=3GKsppvjjOIC&pgis=1)
- Hughes, M. A., Duncan, P. W., Rose, D. K., Chandler, J. M., & Studenski, S. A. (1996). The relationship of postural sway to sensorimotor function, functional performance, and disability in the elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 77*(6), 567–572. [http://doi.org/10.1016/S0003-9993\(96\)90296-8](http://doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90296-8)
- James J. McPherson; Richard Schild, Sandi J. Sapuding, Paula Barsamian, Carol Transon, Scott C. White, 1991. (n.d.). McPherson, 1991, analysis of UE movement in 4 sitting positions.

- Jeka, J., Oie, K. S., & Kiemel, T. (2000). Multisensory information for human postural control: Integrating touch and vision. *Experimental Brain Research*, 134(1), 107–125. <http://doi.org/10.1007/s002210000412>
- Johansson, H., & Sojka, P. (1985). Actions on gamma-motoneurons elicited by electrical stimulation of cutaneous afferent fibres in the hind limb of the cat. *The Journal of Physiology*.
- Karlsson, A., Norrlin, S., Silander, H. C., Dahl, M., & Lanshammar, H. (2000). Amplitude and frequency analysis of force plate data in sitting children with and without MMC. *Clinical Biomechanics*, 15(7), 541–545. [http://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00010-3](http://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00010-3)
- Keshner, E. a, Cromwell, R. L., & Peterson, B. W. (1995). Mechanisms controlling human head stabilization. II. Head-neck characteristics during random rotations in the vertical plane. *Journal of Neurophysiology*, 73, 2302–2312.
- Ko, Y. G., Challis, J. H., & Newell, K. M. (2003). Learning to coordinate redundant degrees of freedom in a dynamic balance task. *Human Movement Science*, 22, 47–66. [http://doi.org/10.1016/S0167-9457\(02\)00177-X](http://doi.org/10.1016/S0167-9457(02)00177-X)
- Kyvelidou, A., Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2010). Severity and characteristics of developmental delay can be assessed using variability measures of sitting posture. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 22(3), 259–266. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e3181eb68ec>
- Law, M., Darrach, J., Pollock, N., Rosenbaum, P., Russell, D., Walter, S. D., ... Wright, V. (2007). Focus on Function - a randomized controlled trial comparing two rehabilitation interventions for young children with cerebral palsy. *BMC Pediatrics*, 7, 31. <http://doi.org/10.1186/1471-2431-7-31>
- Liao, H. F., Jeng, S. F., Lai, J. S., Cheng, C. K., & Hu, M. H. (1997). The relation between standing balance and walking function in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 39, 106–112. <http://doi.org/10.1097/00001577-199700940-00060>
- Liao, S.-F., Yang, T.-F., Hsu, T.-C., Chan, R.-C., & Wei, T.-S. (2003). Differences in seated postural control in children with spastic cerebral palsy and children who are typically developing. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 82(8), 622–626. <http://doi.org/10.1097/01.PHM.0000073817.51377.51>
- Liu, W.-Y., Zaino, C. A., & McCoy, S. W. (2007). Anticipatory postural adjustments in children with cerebral palsy and children with typical development. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 19(3), 188–95. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e31812574a9>

- Major, R. E., Johnson, G. R., & Butler, P. B. (2001). Learning motor control in the upright position: a mechanical engineering approach. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 215, 315–323. <http://doi.org/10.1243/0954411011535911>
- Maurer, C., Mergner, T., & Peterka, R. J. (2006). Multisensory control of human upright stance. *Experimental Brain Research*, 171, 231–250. <http://doi.org/10.1007/s00221-005-0256-y>
- Maurer, C., & Peterka, R. J. (2005). A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 93(August 2004), 189–200. <http://doi.org/10.1152/jn.00221.2004>
- Melo, P. S., Ferreira, T. P., Santos-Pontelli, T. E. G., Carneiro, J. a O., Carneiro, A. a O., & Colafêmima, J. F. (2009). Comparação Da Oscilação Postural Estática Na Posição Sentada Entre Jovens E Idosos Saudáveis. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 13(6), 549–554. <http://doi.org/10.1590/S1413-35552009000600013>
- Morris, C., Newdick, H., & Johnson, A. (2002). Variations in the orthotic management of cerebral palsy. *Child: Care, Health and Development*, 28, 139–147. <http://doi.org/10.1046/j.1365-2214.2002.00259.x>
- Morrison, S., & Newell, K. M. (2000). Limb stiffness and postural tremor in the arm. *Motor Control*, 4(3), 293–315. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10900057>
- Munoz, F., Rouboa, A. I., & Rougier, P. R. (2013). The balance control effects on sitting posture induced by lumbosacral orthosis wear vary depending on the level of stability. *Applied Ergonomics*, 44(4), 511–6. <http://doi.org/10.1016/j.apergo.2012.11.002>
- Nadeau, S., Amblard, B., Mesure, S., & Bourbonnais, D. (2003). Head and trunk stabilization strategies during forward and backward walking in healthy adults. *Gait and Posture*, 18, 134–142.
- Nashner, L. M., Shumway-Cook, a, & Marin, O. (1983). Stance posture control in select groups of children with cerebral palsy: deficits in sensory organization and muscular coordination. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation Cerebrale*, 49, 393–409. <http://doi.org/10.1007/BF00238781>
- Nicholson, J. H., Morton, R. E., Attfield, S., & Rennie, D. (2001). Assessment of upper-limb function and movement in children with cerebral palsy wearing lycra garments. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 43(6), 384–391. <http://doi.org/10.1017/S001216220100072X>
- Nobre, A., Monteiro, F. F., Golin, M. O., Biasotto-Gonzalez, D., Corrêa, J. C. F., & Oliveira, C. S. Analysis of postural oscillation in children with cerebral palsy.



*Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 50(5), 239–44. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20718335>

- Nordmark, E., Hägglund, G., & Lagergren, J. (2001). Cerebral palsy in southern Sweden II. Gross motor function and disabilities. *Acta Paediatrica*, 90(11), 1277–1282. <http://doi.org/10.1080/080352501317130326>
- Odding, E., Roebroek, M. E., & Stam, H. J. (2006). The epidemiology of cerebral palsy: incidence, impairments and risk factors. *Disability and Rehabilitation*, 28(4), 183–91. <http://doi.org/10.1080/09638280500158422>
- Panjabi, M. M. (2003). Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 371–379. [http://doi.org/10.1016/S1050-6411\(03\)00044-0](http://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00044-0)
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Sensorimotor Integration in Human Postural Control*, 1097–1118.
- Pincus, S. M., Gladstone, I. M., & Ehrenkranz, R. A. (1991). A regularity statistic for medical data analysis. *Journal of Clinical Monitoring*, 7(4), 335–45. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1744678>
- Pincus, S. M., & Goldberger, A. L. (1994). Physiological time-series analysis: what does regularity quantify? *The American Journal of Physiology*, 266(4 Pt 2), H1643–56. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8184944>
- Policy, J. F., Torburn, L., Rinsky, L. A., & Rose, J. Electromyographic test to differentiate mild diplegic cerebral palsy and idiopathic toe-walking. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 21(6), 784–9. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11675555>
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 14(4), 402–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10945424>
- Prosser, L. a, Lee, S. C. K., Barbe, M. F., VanSant, A. F., & Lauer, R. T. (2010). Trunk and hip muscle activity in early walkers with and without cerebral palsy--a frequency analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(5), 851–859. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.04.005>
- Prosser, L. a, Lee, S. C. K., VanSant, A. F., Barbe, M. F., & Lauer, R. T. (2010). Trunk and hip muscle activation patterns are different during walking in young children with and without cerebral palsy. *Physical Therapy*, 90, 986–997. <http://doi.org/10.2522/ptj.20090161>
- R Development Core Team. (2011). R Foundation for Statistical Computing. Retrieved from <http://www.r-project.org/>

- Rauch, A.; Cieza, A.; Stucki, G. (2008). E in Yr. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 44(June), 246–251.  
<http://doi.org/10.1002/14651858.CD005954.pub2.Fundings>.
- Reeves, N. P., Everding, V. Q., Cholewicki, J., & Morrisette, D. C. (2006). The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. *Experimental Brain Research*, 174(4), 694–700. <http://doi.org/10.1007/s00221-006-0516-5>
- Roncesvalles, M. N., Woollacott, M. W., & Burtner, P. A. (2002). Neural factors underlying reduced postural adaptability in children with cerebral palsy. *Neuroreport*, 13(18), 2407–10.  
<http://doi.org/10.1097/01.wnr.0000048024.40536.9d>
- Rose, J., Wolff, D. R., Jones, V. K., Bloch, D. a, Oehlert, J. W., & Gamble, J. G. (2002). Postural balance in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 44(2002), 58–63.  
<http://doi.org/10.1017/S0012162201001669>
- Rosenbaum, P. (2007). The natural history of gross motor development in children with cerebral palsy aged 1 to 15 years. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 49(10), 724. <http://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00724.x>
- Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., Bax, M., Damiano, D., ... Jacobsson, B. (2007). A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Developmental Medicine and Child Neurology. Supplement*, 109, 8–14. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17370477>
- Rosenstein, M., Collins, J., & de Luca, C. (1993). A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets. *Physica D-Nonlinear Phenomena*, (617). Retrieved from <http://www-anw.cs.umass.edu/~mtr/papers/RosensteinM93.pdf>  
 npapers3://publication/uuid/B61A1922-225A-4FC2-8CC9-D5147B26022D
- Saavedra, S., Joshi, A., Woollacott, M., & van Donkelaar, P. (2009). Eye hand coordination in children with cerebral palsy. *Experimental Brain Research*, 192(2), 155–65. <http://doi.org/10.1007/s00221-008-1549-8>
- Saavedra, S. L., van Donkelaar, P., & Woollacott, M. H. (2012). Learning about gravity: segmental assessment of upright control as infants develop independent sitting. *Journal of Neurophysiology*, 108(8), 2215–29.  
<http://doi.org/10.1152/jn.01193.2011>
- Saavedra, S. L., & Woollacott, M. H. (2015a). Segmental Contributions to Trunk Control in Children With Moderate-to-Severe Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.01.016>
- Saavedra, S. L., & Woollacott, M. H. (2015b). Segmental contributions to trunk control in children with moderate-to-severe cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.01.016>

- Saavedra, S., Woollacott, M., & Donkelaar, P. Van. (2011). Effect of Vision and Trunk Support. *History*, 201(1), 1–19. <http://doi.org/10.1007/s00221-009-2001-4>.Head
- Sahrmann, S. (2010). *Movement System Impairment Syndromes of the Extremities, Cervical and Thoracic Spines* (Vol. 19). Elsevier Health Sciences. Retrieved from <https://books.google.com/books?id=hAZT-VFiTUoC&pgis=1>
- Saxena, S., Rao, B. K., & Kumaran, S. (2014). Analysis of postural stability in children with cerebral palsy and children with typical development: an observational study. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 26(3), 325–30. <http://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000060>
- Slaboda, J. C., Lauer, R. T., & Keshner, E. a. (2013). Postural responses of adults with cerebral palsy to combined base of support and visual field rotation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 21(2), 218–224. <http://doi.org/10.1109/TNSRE.2013.2246583>
- Smith, B. a., Teulier, C., Sansom, J., Stergiou, N., & Ulrich, B. D. (2011). Approximate Entropy Values Demonstrate Impaired Neuromotor Control of Spontaneous Leg Activity in Infants With Myelomeningocele. *Pediatric Physical Therapy*, 23, 241–247. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e3182289ae4>
- Stins, J. F., Michielsen, M. E., Roerdink, M., & Beek, P. J. (2009). Sway regularity reflects attentional involvement in postural control: Effects of expertise, vision and cognition. *Gait and Posture*, 30, 106–109. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.04.001>
- Stokes, I. a F., & Gardner-Morse, M. (2001). Lumbar spinal muscle activation synergies predicted by multi-criteria cost function. *Journal of Biomechanics*, 34, 733–740. [http://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00034-3](http://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00034-3)
- Teflioudi, E. P., Zafeiriou, D. I., Vargiami, E., Kontopoulos, E., & Tsikoulas, I. (2011). Somatosensory evoked potentials in children with bilateral spastic cerebral palsy. *Pediatric Neurology*, 44(3), 177–82. <http://doi.org/10.1016/j.pediatrneurol.2010.11.001>
- Theiler, J., Eubank, S., Longtin, A., Galdrikian, B., & Doyne Farmer, J. (1992). Testing for nonlinearity in time series: the method of surrogate data. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 58, 77–94. [http://doi.org/10.1016/0167-2789\(92\)90102-S](http://doi.org/10.1016/0167-2789(92)90102-S)
- Trefler, E., & Angelo, J. (1997). Comparison of anterior trunk supports for children with cerebral palsy. *Assistive Technology : The Official Journal of RESNA*, 9(1), 15–21. <http://doi.org/10.1080/10400435.1997.10132292>
- Turvey, M. T., & Carello, C. (2011). Obtaining information by dynamic (effortful) touching. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 366(1581), 3123–3132. <http://doi.org/10.1098/rstb.2011.0159>

- Turvey, M. T., & Fonseca, S. T. (2014). The medium of haptic perception: a tensegrity hypothesis. *Journal of Motor Behavior*, *46*(3), 143–87. <http://doi.org/10.1080/00222895.2013.798252>
- Ulrich, B. D., Ulrich, D. A., Angulo-Kinzler, R., & Chapman, D. D. (1997). Sensitivity of infants with and without Down syndrome to intrinsic dynamics. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *68*(1), 10–9. <http://doi.org/10.1080/02701367.1997.10608862>
- Unnithan, V. B., Dowling, J. J., Frost, G., Volpe Ayub, B., & Bar-Or, O. (1996). Cocontraction and phasic activity during GAIT in children with cerebral palsy. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, *36*(8), 487–94. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8985677>
- Van de Winckel, A., Verheyden, G., Wenderoth, N., Peeters, R., Sunaert, S., Van Hecke, W., ... Feys, H. (2013). Does somatosensory discrimination activate different brain areas in children with unilateral cerebral palsy compared to typically developing children? An fMRI study. *Research in Developmental Disabilities*, *34*(5), 1710–1720. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2013.02.017>
- Van der Heide, J. C., & Hadders-Algra, M. (2005). Postural muscle dyscoordination in children with cerebral palsy. *Neural Plasticity*, *12*(2), 197–203. <http://doi.org/10.1155/NP.2005.197>
- Vekerdy, Z. (2007). Management of seating posture of children with cerebral palsy by using thoracic-lumbar-sacral orthosis with non-rigid SIDO frame. *Disability and Rehabilitation*, *29*(18), 1434–41. <http://doi.org/10.1080/09638280601055691>
- Winter, D., Patla, A., & Prince, F. (1998). Stiffness Control of Balance in Quiet Standing Stiffness Control of Balance in Quiet Standing, *80*, 1211–1221. Retrieved from <http://jn.physiology.org/content/80/3/1211.short>
- Wolf, A.; Swift, J.B.; Swinney, H.L.; Vastano, J. A. (1985). Wolf 1985.pdf. *Physica*, *16D*, 285–317.
- Woollacott, M. ., Burtner, P., Jensen, J., Jasiewicz, J., Roncesvalles, N., & Sveistrup, H. (1998). Development of Postural Responses During Standing in Healthy Children and Children with Spastic Diplegia. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *22*(4), 583–589. [http://doi.org/10.1016/S0149-7634\(97\)00048-1](http://doi.org/10.1016/S0149-7634(97)00048-1)
- Woollacott, M. H., & Shumway-Cook, A. (2005). Postural dysfunction during standing and walking in children with cerebral palsy: what are the underlying problems and what new therapies might improve balance? *Neural Plasticity*, *12*(2-3), 211–9; discussion 263–72. <http://doi.org/10.1155/NP.2005.211>
- Wurdeman, S. R., Myers, S. A., Jacobsen, A. L., & Stergiou, N. (2013). Prosthesis preference is related to stride-to-stride fluctuations at the prosthetic ankle. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *50*(5), 671–86. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24013915>

### Referencias estudio 3

- Abarbanel, H. (1996). *Analysis of observed chaotic data*. Berlin Heidelberg, New York: Springer.
- Adolph, K. E. (2003). Learning to keep balance. *Advances in Child Development and Behavior*, 30, 1–40. [http://doi.org/10.1016/S0065-2407\(02\)80038-6](http://doi.org/10.1016/S0065-2407(02)80038-6)
- Aminian, K., Ruffieux, C., & Robert, P. (1988). Filtering by adaptive sampling (FAS). *Medical & Biological Engineering & Computing*, 26(6), 658–62. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3256761>
- Angsupaisal, M., Maathuis, C. G., & Hadders-Algra, M. (2015). Adaptive seating systems in children with severe cerebral palsy across International Classification of Functioning, Disability and Health for Children and Youth version domains: a systematic review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, n/a–n/a. <http://doi.org/10.1111/dmcn.12762>
- Arpin, D. J., Stuber, W., Stergiou, N., & Kurz, M. J. (2013). Motor control of the lower extremity musculature in children with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 34(4), 1134–1143. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2012.12.014>
- Autti-Rämö, I., Suoranta, J., Anttila, H., Malmivaara, A., & Mäkelä, M. (2006). Effectiveness of upper and lower limb casting and orthoses in children with cerebral palsy: an overview of review articles. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 85(1), 89–103. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16357554>
- Bailes, A. F., Greve, K., Burch, C. K., Reder, R., Lin, L., & Huth, M. M. (2011). The effect of suit wear during an intensive therapy program in children with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 23, 136–142. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e318218ef58>
- Bair, Woei-Nan; Klemel, Tim; Jeka, Jonh J.; Clark, J. (2009). NIH Public Access. *Brain*, 183(4), 435–446. <http://doi.org/10.1007/s00221-007-1057-2>. DEVELOPMENT
- Barela, J. a., Focks, G. M. J., Hilgeholt, T., Barela, A. M. F., Carvalho, R. D. P., & Savelsbergh, G. J. P. (2011). Perception-action and adaptation in postural control of children and adolescents with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 32(6), 2075–2083. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.08.018>
- Bartlett, D., & Birmingham, T. (2003). Validity and reliability of a pediatric reach test. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 15, 84–92. <http://doi.org/10.1097/01.PEP.0000067885.63909.5C>

- Bates D, Maechler M, B. B. (2011). lme4:Linear mixed-effects models using Eigen and Eigenpack. *R Package Version 0.999375-39*. CRAN.R-project.org:<http://CRAN.R-project.org/package=lme4>.
- Bax, M., Goldstein, M., Rosenbaum, P., Leviton, A., Paneth, N., Dan, B., ... Damiano, D. (2005). Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 47(8), 571–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16108461>
- Beckung, E., Carlsson, G., Carlsdotter, S., & Uvebrant, P. (2007). The natural history of gross motor development in children with cerebral palsy aged 1 to 15 years. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 49(10), 751–756. <http://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00751.x>
- Bigongiari, A., de Andrade e Souza, F., Franciulli, P. M., Neto, S. E. R., Araujo, R. C., & Mochizuki, L. (2011). Anticipatory and compensatory postural adjustments in sitting in children with cerebral palsy. *Human Movement Science*, 30(3), 648–657. <http://doi.org/10.1016/j.humov.2010.11.006>
- Böhm, H., & Döderlein, L. (2012). Gait asymmetries in children with cerebral palsy: do they deteriorate with running? *Gait & Posture*, 35(2), 322–7. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.003>
- Brogren, E., Forssberg, H., & Hadders-Algra, M. (2001). Influence of two different sitting positions on postural adjustments in children with spastic diplegia. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 43, 534–546. <http://doi.org/10.1017/s0012162201000974>
- Brogren, E., Hadders-Algra, M., & Forssberg, H. (1996). Postural control in children with spastic diplegia: muscle activity during perturbations in sitting. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 38, 379–388.
- Brogren, E., Hadders-Algra, M., & Forssberg, H. (1998). Postural control in sitting children with cerebral palsy. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 22(4), 591–596. [http://doi.org/10.1016/s0149-7634\(97\)00049-3](http://doi.org/10.1016/s0149-7634(97)00049-3)
- Burtner, P. A., Woollacott, M. H., Craft, G. L., & Roncesvalles, M. N. The capacity to adapt to changing balance threats: a comparison of children with cerebral palsy and typically developing children. *Developmental Neurorehabilitation*, 10(3), 249–60. <http://doi.org/10.1080/17518420701303066>
- Butler, P. B. (1998). A preliminary report on the effectiveness of trunk targeting in achieving independent sitting balance in children with cerebral palsy. *Clinical Rehabilitation*, 12, 281–293. <http://doi.org/10.1191/026921598667577442>
- Butler, P. B., Saavedra, S., Sofranac, M., Jarvis, S. E., & Woollacott, M. H. (2010). Refinement, reliability, and validity of the segmental assessment of trunk control. *Pediatric Physical Therapy: The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 22(3), 246–57. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e3181e69490>

- Butler, P. B., Thompson, N., & Major, R. E. (1992). Improvement in walking performance of children with cerebral palsy: preliminary results. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *34*, 567–576.
- Cahill-Rowley, K., & Rose, J. (2014). Etiology of impaired selective motor control: Emerging evidence and its implications for research and treatment in cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *56*(6), 522–528. <http://doi.org/10.1111/dmcn.12355>
- Cans, C., Surman, G., McManus, V., Coghlan, D., Hensey, O., & Johnson, A. (2004). Cerebral palsy registries. *Seminars in Pediatric Neurology*, *11*(1), 18–23. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15132250>
- Carlberg, E. B., & Hadders-algra, M. (2005). Postural Dysfunction in Children with Cerebral Palsy : Some Implications Therapeutic Guidance, *12*(2), 221–229.
- Chen, J., & Woollacott, M. H. (2007). Lower extremity kinetics for balance control in children with cerebral palsy. *Journal of Motor Behavior*, *39*(4), 306–16. <http://doi.org/10.3200/JMBR.39.4.306-316>
- Chen, L. C., Metcalfe, J. S., Chang, T. Y., Jeka, J. J., & Clark, J. E. (2008). The development of infant upright posture: Sway less or sway differently? *Experimental Brain Research*, *186*, 293–303. <http://doi.org/10.1007/s00221-007-1236-1>
- Chen, L. C., Metcalfe, J. S., Jeka, J. J., & Clark, J. E. (2007). Two steps forward and one back: Learning to walk affects infants' sitting posture. *Infant Behavior and Development*, *30*, 16–25. <http://doi.org/10.1016/j.infbeh.2006.07.005>
- Cherng, R. J., Lin, H. C., Ju, Y. H., & Ho, C. S. (2009). Effect of seat surface inclination on postural stability and forward reaching efficiency in children with spastic cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, *30*(1), 1420–1427. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2009.07.002>
- Cherng, R. J., Su, F. C., Chen, J. J., & Kuan, T. S. Performance of static standing balance in children with spastic diplegic cerebral palsy under altered sensory environments. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, *78*(4), 336–43. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10418839>
- Cignetti, F., Kyvelidou, A., Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2011). Anterior-posterior and medial-lateral control of sway in infants during sitting acquisition does not become adult-like. *Gait and Posture*, *33*(1), 88–92. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.10.002>.Anterior-posterior
- Corrêa, J. C. F., Corrêa, F. I., Franco, R. C., & Bigongiari, A. Corporal oscillation during static biped posture in children with cerebral palsy. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, *47*(3), 131–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17557645>

- Cusick, B. D., & Stuber, W. A. (1992). Assessment of lower-extremity alignment in the transverse plane: implications for management of children with neuromotor dysfunction. *Physical Therapy*, *72*(1), 3–15. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1728046>
- De Graaf-Peters, V. B., Blauw-Hospers, C. H., Dirks, T., Bakker, H., Bos, A. F., & Hadders-Algra, M. (2007). Development of postural control in typically developing children and children with cerebral palsy: Possibilities for intervention? *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, *31*, 1191–1200. <http://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2007.04.008>
- Deffeyes, J. E. (2009). Nonlinear Dynamics of Infant Sitting Postural Control. *Analysis*.
- Deffeyes, J. E., Harbourne, R. T., DeJong, S. L., Kyvelidou, A., Stuber, W. a, & Stergiou, N. (2009). Use of information entropy measures of sitting postural sway to quantify developmental delay in infants. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, *6*, 34. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-6-34>
- Donker, S. F., Ledebt, A., Roerdink, M., Savelsbergh, G. J. P., & Beek, P. J. (2008). Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. *Experimental Brain Research*, *184*, 363–370. <http://doi.org/10.1007/s00221-007-1105-y>
- Duarte, M., & Freitas, S. M. S. F. (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, *14*(3), 183–192. <http://doi.org/10.1590/S1413-35552010000300003>
- Englander, Z. A., Pizoli, C. E., Batrachenko, A., Sun, J., Worley, G., Mikati, M. A., ... Song, A. W. (2013). Diffuse reduction of white matter connectivity in cerebral palsy with specific vulnerability of long range fiber tracts. *NeuroImage. Clinical*, *2*, 440–7. <http://doi.org/10.1016/j.nicl.2013.03.006>
- Ferdjallah, M., Harris, G. F., Smith, P., & Wertsch, J. J. (2002). Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *17*, 203–210. [http://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00121-8](http://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00121-8)
- Gardner-morse, M. G., & Stokes, I. A. F. (2001). Trunk stiffness increases with steady-state effort. *34*(November 2000), 457–463.
- Ghasia, F., Brunstrom, J., Gordon, M., & Tychsen, L. (2008). Frequency and severity of visual sensory and motor deficits in children with cerebral palsy: gross motor function classification scale. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, *49*(2), 572–580. <http://doi.org/10.1167/iovs.07-0525>
- Grangeon, M., Gagnon, D., Duclos, C., Gauthier, C., Larivière, C., & Gourdou, P. (2013). Bioengineering & Biomedical Sciences Characterizing Postural Stability in a Quasi-Static Sitting Position among Individuals with Sensorimotor Impairments Following Spinal Cord Injury, *3*(1), 1–10. <http://doi.org/10.4172/2155-9538.1000124>



- Gruber, A. H., Busa, M. a., Gorton, G. E., Van Emmerik, R. E. a, Masso, P. D., & Hamill, J. (2011). Time-to-contact and multiscale entropy identify differences in postural control in adolescent idiopathic scoliosis. *Gait and Posture*, *34*(1), 13–18. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.015>
- Hadders-Algra, M., Brogren, E., & Forssberg, H. (1996a). Ontogeny of postural adjustments during sitting in infancy: variation, selection and modulation. *The Journal of Physiology*, *493* ( Pt 1, 273–288.
- Hadders-Algra, M., Brogren, E., & Forssberg, H. (1996b). Training affects the development of postural adjustments in sitting infants. *The Journal of Physiology*, *493* ( Pt 1, 289–298.
- Hadders-Algra, M., van der Heide, J. C., Fock, J. M., Stremmelaar, E., van Eykern, L. a, & Otten, B. (2007). Effect of seat surface inclination on postural control during reaching in preterm children with cerebral palsy. *Physical Therapy*, *87*(7), 861–871. <http://doi.org/10.2522/ptj.20060330>
- Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009). Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Physical Therapy*, *89*(3), 267–282. <http://doi.org/10.2522/ptj.20080130>
- Harbourne, R. T., Willett, S., Kyvelidou, A., Deffeyes, J., & Stergiou, N. (2010). A comparison of interventions for children with cerebral palsy to improve sitting postural control: a clinical trial. *Physical Therapy*, *90*, 1881–1898. <http://doi.org/10.2522/ptj.2010132>
- Hernandes, E., Zamboni, A., Fabbri, S., & Thommazo, A. Di. (n.d.). Using GQM and TAM to evaluate StArt - a tool that supports Systematic Review. *CLEI Electronic Journal*, *15*(1), 3. Retrieved from [http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0717-50002012000100003&lng=es&nrm=iso&tlng=pt](http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-50002012000100003&lng=es&nrm=iso&tlng=pt)
- Himmelmann, K., Beckung, E., Hagberg, G., & Uvebrant, P. (2006). Gross and fine motor function and accompanying impairments in cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *48*(6), 417–423. <http://doi.org/10.1017/S0012162206000922>
- Hodges, P., Gurfinkel, V., Brumagne, S., Smith, T., & Cordo, P. (2002). Coexistence of stability and mobility in postural control: Evidence from postural compensation for respiration. *Experimental Brain Research*, *144*, 293–302. <http://doi.org/10.1007/s00221-002-1040-x>
- Hoon, A. H., Stashinko, E. E., Nagae, L. M., Lin, D. D. M., Keller, J., Bastian, A., ... Johnston, M. V. (2009). Sensory and motor deficits in children with cerebral palsy born preterm correlate with diffusion tensor imaging abnormalities in thalamocortical pathways. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *51*(9), 697–704. <http://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2009.03306.x>

- Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55, 1369–1381. <http://doi.org/3734861>
- Howarth, S. J., Allison, a. E., Grenier, S. G., Cholewicki, J., & McGill, S. M. (2004). On the implications of interpreting the stability index: A spine example. *Journal of Biomechanics*, 37, 1147–1154. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.12.038>
- Howle, J. M. (2002). *Neuro-developmental Treatment Approach: Theoretical Foundations and Principles of Clinical Practice*. NeuroDevelopmental Treatment. Retrieved from [http://books.google.co.in/books/about/Neuro\\_developmental\\_Treatment\\_Approach.html?id=3GKsppvjOIC&pgis=1](http://books.google.co.in/books/about/Neuro_developmental_Treatment_Approach.html?id=3GKsppvjOIC&pgis=1)
- Hughes, M. A., Duncan, P. W., Rose, D. K., Chandler, J. M., & Studenski, S. A. (1996). The relationship of postural sway to sensorimotor function, functional performance, and disability in the elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(6), 567–572. [http://doi.org/10.1016/S0003-9993\(96\)90296-8](http://doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90296-8)
- James J. McPherson; Richard Schild, Sandi J. Sapuding, Paula Barsamian, Carol Transon, Scott C. White, 1991. (n.d.). McPherson, 1991, analysis of UE movement in 4 sitting positions.
- Jeka, J., Oie, K. S., & Kiemel, T. (2000). Multisensory information for human postural control: Integrating touch and vision. *Experimental Brain Research*, 134(1), 107–125. <http://doi.org/10.1007/s002210000412>
- Johansson, H., & Sojka, P. (1985). Actions on gamma-motoneurons elicited by electrical stimulation of cutaneous afferent fibres in the hind limb of the cat. *The Journal of Physiology*.
- Karlsson, A., Norrlin, S., Silander, H. C., Dahl, M., & Lanshammar, H. (2000). Amplitude and frequency analysis of force plate data in sitting children with and without MMC. *Clinical Biomechanics*, 15(7), 541–545. [http://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00010-3](http://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00010-3)
- Keshner, E. a, Cromwell, R. L., & Peterson, B. W. (1995). Mechanisms controlling human head stabilization. II. Head-neck characteristics during random rotations in the vertical plane. *Journal of Neurophysiology*, 73, 2302–2312.
- Ko, Y. G., Challis, J. H., & Newell, K. M. (2003). Learning to coordinate redundant degrees of freedom in a dynamic balance task. *Human Movement Science*, 22, 47–66. [http://doi.org/10.1016/S0167-9457\(02\)00177-X](http://doi.org/10.1016/S0167-9457(02)00177-X)
- Kyvelidou, A., Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2010). Severity and characteristics of developmental delay can be assessed using variability measures of sitting posture. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 22(3), 259–266. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e3181eb68ec>

- Law, M., Darrach, J., Pollock, N., Rosenbaum, P., Russell, D., Walter, S. D., ... Wright, V. (2007). Focus on Function - a randomized controlled trial comparing two rehabilitation interventions for young children with cerebral palsy. *BMC Pediatrics*, 7, 31. <http://doi.org/10.1186/1471-2431-7-31>
- Liao, H. F., Jeng, S. F., Lai, J. S., Cheng, C. K., & Hu, M. H. (1997). The relation between standing balance and walking function in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 39, 106–112. <http://doi.org/10.1097/00001577-199700940-00060>
- Liao, S.-F., Yang, T.-F., Hsu, T.-C., Chan, R.-C., & Wei, T.-S. (2003). Differences in seated postural control in children with spastic cerebral palsy and children who are typically developing. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 82(8), 622–626. <http://doi.org/10.1097/01.PHM.0000073817.51377.51>
- Liu, W.-Y., Zaino, C. A., & McCoy, S. W. (2007). Anticipatory postural adjustments in children with cerebral palsy and children with typical development. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 19(3), 188–95. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e31812574a9>
- Major, R. E., Johnson, G. R., & Butler, P. B. (2001). Learning motor control in the upright position: a mechanical engineering approach. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 215, 315–323. <http://doi.org/10.1243/0954411011535911>
- Maurer, C., Mergner, T., & Peterka, R. J. (2006). Multisensory control of human upright stance. *Experimental Brain Research*, 171, 231–250. <http://doi.org/10.1007/s00221-005-0256-y>
- Maurer, C., & Peterka, R. J. (2005). A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 93(August 2004), 189–200. <http://doi.org/10.1152/jn.00221.2004>
- Melo, P. S., Ferreira, T. P., Santos-Pontelli, T. E. G., Carneiro, J. a O., Carneiro, A. a O., & Colafêmnia, J. F. (2009). Comparação Da Oscilação Postural Estática Na Posição Sentada Entre Jovens E Idosos Saudáveis. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 13(6), 549–554. <http://doi.org/10.1590/S1413-35552009000600013>
- Morris, C., Newdick, H., & Johnson, A. (2002). Variations in the orthotic management of cerebral palsy. *Child: Care, Health and Development*, 28, 139–147. <http://doi.org/10.1046/j.1365-2214.2002.00259.x>
- Morrison, S., & Newell, K. M. (2000). Limb stiffness and postural tremor in the arm. *Motor Control*, 4(3), 293–315. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10900057>

- Munoz, F., Rouboa, A. I., & Rougier, P. R. (2013). The balance control effects on sitting posture induced by lumbosacral orthosis wear vary depending on the level of stability. *Applied Ergonomics*, *44*(4), 511–6. <http://doi.org/10.1016/j.apergo.2012.11.002>
- Nadeau, S., Amblard, B., Mesure, S., & Bourbonnais, D. (2003). Head and trunk stabilization strategies during forward and backward walking in healthy adults. *Gait and Posture*, *18*, 134–142.
- Nashner, L. M., Shumway-Cook, a, & Marin, O. (1983). Stance posture control in select groups of children with cerebral palsy: deficits in sensory organization and muscular coordination. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation Cerebrale*, *49*, 393–409. <http://doi.org/10.1007/BF00238781>
- Nicholson, J. H., Morton, R. E., Attfield, S., & Rennie, D. (2001). Assessment of upper-limb function and movement in children with cerebral palsy wearing lycra garments. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *43*(6), 384–391. <http://doi.org/10.1017/S001216220100072X>
- Nobre, A., Monteiro, F. F., Golin, M. O., Biasotto-Gonzalez, D., Corrêa, J. C. F., & Oliveira, C. S. Analysis of postural oscillation in children with cerebral palsy. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, *50*(5), 239–44. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20718335>
- Nordmark, E., Hägglund, G., & Lagergren, J. (2001). Cerebral palsy in southern Sweden II. Gross motor function and disabilities. *Acta Paediatrica*, *90*(11), 1277–1282. <http://doi.org/10.1080/080352501317130326>
- Odding, E., Roebroeck, M. E., & Stam, H. J. (2006). The epidemiology of cerebral palsy: incidence, impairments and risk factors. *Disability and Rehabilitation*, *28*(4), 183–91. <http://doi.org/10.1080/09638280500158422>
- Panjabi, M. M. (2003). Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *13*, 371–379. [http://doi.org/10.1016/S1050-6411\(03\)00044-0](http://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00044-0)
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor Integration in Human Postural Control  
Sensorimotor Integration in Human Postural Control, 1097–1118.
- Pincus, S. M., Gladstone, I. M., & Ehrenkranz, R. A. (1991). A regularity statistic for medical data analysis. *Journal of Clinical Monitoring*, *7*(4), 335–45. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1744678>
- Pincus, S. M., & Goldberger, A. L. (1994). Physiological time-series analysis: what does regularity quantify? *The American Journal of Physiology*, *266*(4 Pt 2), H1643–56. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8184944>
- Policy, J. F., Torburn, L., Rinsky, L. A., & Rose, J. Electromyographic test to differentiate mild diplegic cerebral palsy and idiopathic toe-walking. *Journal of*

*Pediatric Orthopedics*, 21(6), 784–9. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11675555>

- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 14(4), 402–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10945424>
- Prosser, L. a, Lee, S. C. K., Barbe, M. F., VanSant, A. F., & Lauer, R. T. (2010). Trunk and hip muscle activity in early walkers with and without cerebral palsy--a frequency analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(5), 851–859. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.04.005>
- Prosser, L. a, Lee, S. C. K., VanSant, A. F., Barbe, M. F., & Lauer, R. T. (2010). Trunk and hip muscle activation patterns are different during walking in young children with and without cerebral palsy. *Physical Therapy*, 90, 986–997. <http://doi.org/10.2522/ptj.20090161>
- R Development Core Team. (2011). R Foundation for Statistical Computing. Retrieved from <http://www.r-project.org/>
- Rauch, A.; Cieza, A.; Stucki, G. (2008). E in Yr. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 44(June), 246–251. <http://doi.org/10.1002/14651858.CD005954.pub2.Fundings>.
- Reeves, N. P., Everding, V. Q., Cholewicki, J., & Morrisette, D. C. (2006). The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. *Experimental Brain Research*, 174(4), 694–700. <http://doi.org/10.1007/s00221-006-0516-5>
- Roncesvalles, M. N., Woollacott, M. W., & Burtner, P. A. (2002). Neural factors underlying reduced postural adaptability in children with cerebral palsy. *Neuroreport*, 13(18), 2407–10. <http://doi.org/10.1097/01.wnr.0000048024.40536.9d>
- Rose, J., Wolff, D. R., Jones, V. K., Bloch, D. a, Oehlert, J. W., & Gamble, J. G. (2002). Postural balance in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 44(2002), 58–63. <http://doi.org/10.1017/S0012162201001669>
- Rosenbaum, P. (2007). The natural history of gross motor development in children with cerebral palsy aged 1 to 15 years. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 49(10), 724. <http://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00724.x>
- Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., Bax, M., Damiano, D., ... Jacobsson, B. (2007). A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Developmental Medicine and Child Neurology. Supplement*, 109, 8–14. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17370477>
- Rosenstein, M., Collins, J., & de Luca, C. (1993). A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets. *Physica D-Nonlinear*

*Phenomena*, (617). Retrieved from <http://www-anw.cs.umass.edu/~mtr/papers/RosensteinM93.pdf>  
 npapers3://publication/uuid/B61A1922-225A-4FC2-8CC9-D5147B26022D

- Saavedra, S., Joshi, A., Woollacott, M., & van Donkelaar, P. (2009). Eye hand coordination in children with cerebral palsy. *Experimental Brain Research*, *192*(2), 155–65. <http://doi.org/10.1007/s00221-008-1549-8>
- Saavedra, S. L., van Donkelaar, P., & Woollacott, M. H. (2012). Learning about gravity: segmental assessment of upright control as infants develop independent sitting. *Journal of Neurophysiology*, *108*(8), 2215–29. <http://doi.org/10.1152/jn.01193.2011>
- Saavedra, S. L., & Woollacott, M. H. (2015a). Segmental Contributions to Trunk Control in Children With Moderate-to-Severe Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.01.016>
- Saavedra, S. L., & Woollacott, M. H. (2015b). Segmental contributions to trunk control in children with moderate-to-severe cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.01.016>
- Saavedra, S., Woollacott, M., & Donkelaar, P. Van. (2011). Effect of Vision and Trunk Support. *History*, *201*(1), 1–19. <http://doi.org/10.1007/s00221-009-2001-4>.Head
- Sahrmann, S. (2010). *Movement System Impairment Syndromes of the Extremities, Cervical and Thoracic Spines* (Vol. 19). Elsevier Health Sciences. Retrieved from <https://books.google.com/books?id=hAZT-VFiTUoC&pgis=1>
- Saxena, S., Rao, B. K., & Kumaran, S. (2014). Analysis of postural stability in children with cerebral palsy and children with typical development: an observational study. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, *26*(3), 325–30. <http://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000060>
- Slaboda, J. C., Lauer, R. T., & Keshner, E. a. (2013). Postural responses of adults with cerebral palsy to combined base of support and visual field rotation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *21*(2), 218–224. <http://doi.org/10.1109/TNSRE.2013.2246583>
- Smith, B. a., Teulier, C., Sansom, J., Stergiou, N., & Ulrich, B. D. (2011). Approximate Entropy Values Demonstrate Impaired Neuromotor Control of Spontaneous Leg Activity in Infants With Myelomeningocele. *Pediatric Physical Therapy*, *23*, 241–247. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e3182289ae4>
- Stins, J. F., Michielsen, M. E., Roerdink, M., & Beek, P. J. (2009). Sway regularity reflects attentional involvement in postural control: Effects of expertise, vision and cognition. *Gait and Posture*, *30*, 106–109. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.04.001>

- Stokes, I. a F., & Gardner-Morse, M. (2001). Lumbar spinal muscle activation synergies predicted by multi-criteria cost function. *Journal of Biomechanics*, *34*, 733–740. [http://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00034-3](http://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00034-3)
- Teflioudi, E. P., Zafeiriou, D. I., Vargiami, E., Kontopoulos, E., & Tsikoulas, I. (2011). Somatosensory evoked potentials in children with bilateral spastic cerebral palsy. *Pediatric Neurology*, *44*(3), 177–82. <http://doi.org/10.1016/j.pediatrneurol.2010.11.001>
- Theiler, J., Eubank, S., Longtin, A., Galdrikian, B., & Doyne Farmer, J. (1992). Testing for nonlinearity in time series: the method of surrogate data. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, *58*, 77–94. [http://doi.org/10.1016/0167-2789\(92\)90102-S](http://doi.org/10.1016/0167-2789(92)90102-S)
- Trefler, E., & Angelo, J. (1997). Comparison of anterior trunk supports for children with cerebral palsy. *Assistive Technology: The Official Journal of RESNA*, *9*(1), 15–21. <http://doi.org/10.1080/10400435.1997.10132292>
- Turvey, M. T., & Carello, C. (2011). Obtaining information by dynamic (effortful) touching. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, *366*(1581), 3123–3132. <http://doi.org/10.1098/rstb.2011.0159>
- Turvey, M. T., & Fonseca, S. T. (2014). The medium of haptic perception: a tensegrity hypothesis. *Journal of Motor Behavior*, *46*(3), 143–87. <http://doi.org/10.1080/00222895.2013.798252>
- Ulrich, B. D., Ulrich, D. A., Angulo-Kinzler, R., & Chapman, D. D. (1997). Sensitivity of infants with and without Down syndrome to intrinsic dynamics. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *68*(1), 10–9. <http://doi.org/10.1080/02701367.1997.10608862>
- Unnithan, V. B., Dowling, J. J., Frost, G., Volpe Ayub, B., & Bar-Or, O. (1996). Cocontraction and phasic activity during GAIT in children with cerebral palsy. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, *36*(8), 487–94. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8985677>
- Van de Winckel, A., Verheyden, G., Wenderoth, N., Peeters, R., Sunaert, S., Van Hecke, W., ... Feys, H. (2013). Does somatosensory discrimination activate different brain areas in children with unilateral cerebral palsy compared to typically developing children? An fMRI study. *Research in Developmental Disabilities*, *34*(5), 1710–1720. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2013.02.017>
- Van der Heide, J. C., & Hadders-Algra, M. (2005). Postural muscle dyscoordination in children with cerebral palsy. *Neural Plasticity*, *12*(2), 197–203. <http://doi.org/10.1155/NP.2005.197>
- Vekerdy, Z. (2007). Management of seating posture of children with cerebral palsy by using thoracic-lumbar-sacral orthosis with non-rigid SIDO frame. *Disability and Rehabilitation*, *29*(18), 1434–41. <http://doi.org/10.1080/09638280601055691>

- Winter, D., Patla, A., & Prince, F. (1998). Stiffness Control of Balance in Quiet Standing Stiffness Control of Balance in Quiet Standing, *80*, 1211–1221. Retrieved from <http://jn.physiology.org/content/80/3/1211.short>
- Wolf, A.; Swift, J.B.; Swinney, H.L.; Vastano, J. A. (1985). Wolf 1985.pdf. *Physica*, *16D*, 285–317.
- Woollacott, M. ., Burtner, P., Jensen, J., Jasiewicz, J., Roncesvalles, N., & Sveistrup, H. (1998). Development of Postural Responses During Standing in Healthy Children and Children with Spastic Diplegia. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *22*(4), 583–589. [http://doi.org/10.1016/S0149-7634\(97\)00048-1](http://doi.org/10.1016/S0149-7634(97)00048-1)
- Woollacott, M. H., & Shumway-Cook, A. (2005). Postural dysfunction during standing and walking in children with cerebral palsy: what are the underlying problems and what new therapies might improve balance? *Neural Plasticity*, *12*(2-3), 211–9; discussion 263–72. <http://doi.org/10.1155/NP.2005.211>
- Wurdeman, S. R., Myers, S. A., Jacobsen, A. L., & Stergiou, N. (2013). Prosthesis preference is related to stride-to-stride fluctuations at the prosthetic ankle. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *50*(5), 671–86. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24013915>

#### Referências do estudo 4.

- Abarbanel, H. (1996). *Analysis of observed chaotic data*. Berlin Heidelberg, New York: Springer.
- Adolph, K. E. (2003). Learning to keep balance. *Advances in Child Development and Behavior*, *30*, 1–40. [http://doi.org/10.1016/S0065-2407\(02\)80038-6](http://doi.org/10.1016/S0065-2407(02)80038-6)
- Aminian, K., Ruffieux, C., & Robert, P. (1988). Filtering by adaptive sampling (FAS). *Medical & Biological Engineering & Computing*, *26*(6), 658–62. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3256761>
- Angsupaisal, M., Maathuis, C. G., & Hadders-Algra, M. (2015). Adaptive seating systems in children with severe cerebral palsy across International Classification of Functioning, Disability and Health for Children and Youth version domains: a systematic review. *Developmental Medicine & Child Neurology*, n/a–n/a. <http://doi.org/10.1111/dmcn.12762>
- Arpin, D. J., Stuberg, W., Stergiou, N., & Kurz, M. J. (2013). Motor control of the lower extremity musculature in children with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, *34*(4), 1134–1143. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2012.12.014>
- Autti-Rämö, I., Suoranta, J., Anttila, H., Malmivaara, A., & Mäkelä, M. (2006). Effectiveness of upper and lower limb casting and orthoses in children with cerebral palsy: an overview of review articles. *American Journal of Physical*



*Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 85(1), 89–103.  
Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16357554>

- Bailes, A. F., Greve, K., Burch, C. K., Reder, R., Lin, L., & Huth, M. M. (2011). The effect of suit wear during an intensive therapy program in children with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 23, 136–142.  
<http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e318218ef58>
- Bair, Woei-Nan; Klemel, Tim; Jeka, Jonh J.; Clark, J. (2009). NIH Public Access. *Brain*, 183(4), 435–446. <http://doi.org/10.1007/s00221-007-1057-2>. DEVELOPMENT
- Barela, J. a., Focks, G. M. J., Hilgeholt, T., Barela, A. M. F., Carvalho, R. D. P., & Savelsbergh, G. J. P. (2011). Perception-action and adaptation in postural control of children and adolescents with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, 32(6), 2075–2083. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.08.018>
- Bartlett, D., & Birmingham, T. (2003). Validity and reliability of a pediatric reach test. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 15, 84–92.  
<http://doi.org/10.1097/01.PEP.0000067885.63909.5C>
- Bates D, Maechler M, B. B. (2011). lme4:Linear mixed-effects models using S4 classes. *R Package Version 0999375-39*. CRAN.R-project.org:<http://CRAN.R-project.org/package=lme4>.
- Bax, M., Goldstein, M., Rosenbaum, P., Leviton, A., Paneth, N., Dan, B., ... Damiano, D. (2005). Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 47(8), 571–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16108461>
- Beckung, E., Carlsson, G., Carlsdotter, S., & Uvebrant, P. (2007). The natural history of gross motor development in children with cerebral palsy aged 1 to 15 years. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 49(10), 751–756.  
<http://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00751.x>
- Bigongiari, A., de Andrade e Souza, F., Franciulli, P. M., Neto, S. E. R., Araujo, R. C., & Mochizuki, L. (2011). Anticipatory and compensatory postural adjustments in sitting in children with cerebral palsy. *Human Movement Science*, 30(3), 648–657.  
<http://doi.org/10.1016/j.humov.2010.11.006>
- Böhm, H., & Döderlein, L. (2012). Gait asymmetries in children with cerebral palsy: do they deteriorate with running? *Gait & Posture*, 35(2), 322–7.  
<http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.003>
- Brogren, E., Forssberg, H., & Hadders-Algra, M. (2001). Influence of two different sitting positions on postural adjustments in children with spastic diplegia. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 43, 534–546.  
<http://doi.org/10.1017/s0012162201000974>

- Brogren, E., Hadders-Algra, M., & Forssberg, H. (1996). Postural control in children with spastic diplegia: muscle activity during perturbations in sitting. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *38*, 379–388.
- Brogren, E., Hadders-Algra, M., & Forssberg, H. (1998). Postural control in sitting children with cerebral palsy. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, *22*(4), 591–596. [http://doi.org/10.1016/s0149-7634\(97\)00049-3](http://doi.org/10.1016/s0149-7634(97)00049-3)
- Burtner, P. A., Woollacott, M. H., Craft, G. L., & Roncesvalles, M. N. The capacity to adapt to changing balance threats: a comparison of children with cerebral palsy and typically developing children. *Developmental Neurorehabilitation*, *10*(3), 249–60. <http://doi.org/10.1080/17518420701303066>
- Butler, P. B. (1998). A preliminary report on the effectiveness of trunk targeting in achieving independent sitting balance in children with cerebral palsy. *Clinical Rehabilitation*, *12*, 281–293. <http://doi.org/10.1191/026921598667577442>
- Butler, P. B., Saavedra, S., Sofranac, M., Jarvis, S. E., & Woollacott, M. H. (2010). Refinement, reliability, and validity of the segmental assessment of trunk control. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, *22*(3), 246–57. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e3181e69490>
- Butler, P. B., Thompson, N., & Major, R. E. (1992). Improvement in walking performance of children with cerebral palsy: preliminary results. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *34*, 567–576.
- Cahill-Rowley, K., & Rose, J. (2014). Etiology of impaired selective motor control: Emerging evidence and its implications for research and treatment in cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *56*(6), 522–528. <http://doi.org/10.1111/dmcn.12355>
- Cans, C., Surman, G., McManus, V., Coghlan, D., Hensey, O., & Johnson, A. (2004). Cerebral palsy registries. *Seminars in Pediatric Neurology*, *11*(1), 18–23. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15132250>
- Carlberg, E. B., & Hadders-algra, M. (2005). Postural Dysfunction in Children with Cerebral Palsy : Some Implications Therapeutic Guidance, *12*(2), 221–229.
- Chen, J., & Woollacott, M. H. (2007). Lower extremity kinetics for balance control in children with cerebral palsy. *Journal of Motor Behavior*, *39*(4), 306–16. <http://doi.org/10.3200/JMBR.39.4.306-316>
- Chen, L. C., Metcalfe, J. S., Chang, T. Y., Jeka, J. J., & Clark, J. E. (2008). The development of infant upright posture: Sway less or sway differently? *Experimental Brain Research*, *186*, 293–303. <http://doi.org/10.1007/s00221-007-1236-1>

- Chen, L. C., Metcalfe, J. S., Jeka, J. J., & Clark, J. E. (2007). Two steps forward and one back: Learning to walk affects infants' sitting posture. *Infant Behavior and Development*, *30*, 16–25. <http://doi.org/10.1016/j.infbeh.2006.07.005>
- Cherng, R. J., Lin, H. C., Ju, Y. H., & Ho, C. S. (2009). Effect of seat surface inclination on postural stability and forward reaching efficiency in children with spastic cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, *30*(1), 1420–1427. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2009.07.002>
- Cherng, R. J., Su, F. C., Chen, J. J., & Kuan, T. S. Performance of static standing balance in children with spastic diplegic cerebral palsy under altered sensory environments. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, *78*(4), 336–43. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10418839>
- Cignetti, F., Kyvelidou, A., Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2011). Anterior-posterior and medial-lateral control of sway in infants during sitting acquisition does not become adult-like. *Gait and Posture*, *33*(1), 88–92. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.10.002>.Anterior-posterior
- Corrêa, J. C. F., Corrêa, F. I., Franco, R. C., & Bigongiari, A. Corporal oscillation during static biped posture in children with cerebral palsy. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, *47*(3), 131–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17557645>
- Cusick, B. D., & Stuber, W. A. (1992). Assessment of lower-extremity alignment in the transverse plane: implications for management of children with neuromotor dysfunction. *Physical Therapy*, *72*(1), 3–15. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1728046>
- De Graaf-Peters, V. B., Blauw-Hospers, C. H., Dirks, T., Bakker, H., Bos, A. F., & Hadders-Algra, M. (2007). Development of postural control in typically developing children and children with cerebral palsy: Possibilities for intervention? *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, *31*, 1191–1200. <http://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2007.04.008>
- Deffeyes, J. E. (2009). Nonlinear Dynamics of Infant Sitting Postural Control. *Analysis*.
- Deffeyes, J. E., Harbourne, R. T., DeJong, S. L., Kyvelidou, A., Stuber, W. a, & Stergiou, N. (2009). Use of information entropy measures of sitting postural sway to quantify developmental delay in infants. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, *6*, 34. <http://doi.org/10.1186/1743-0003-6-34>
- Donker, S. F., Ledebt, A., Roerdink, M., Savelsbergh, G. J. P., & Beek, P. J. (2008). Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. *Experimental Brain Research*, *184*, 363–370. <http://doi.org/10.1007/s00221-007-1105-y>

- Duarte, M., & Freitas, S. M. S. F. (2010). Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, *14*(3), 183–192. <http://doi.org/10.1590/S1413-35552010000300003>
- Englander, Z. A., Pizoli, C. E., Batrachenko, A., Sun, J., Worley, G., Mikati, M. A., ... Song, A. W. (2013). Diffuse reduction of white matter connectivity in cerebral palsy with specific vulnerability of long range fiber tracts. *NeuroImage. Clinical*, *2*, 440–7. <http://doi.org/10.1016/j.nicl.2013.03.006>
- Ferdjallah, M., Harris, G. F., Smith, P., & Wertsch, J. J. (2002). Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *17*, 203–210. [http://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00121-8](http://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00121-8)
- Gardner-morse, M. G., & Stokes, I. A. F. (2001). Trunk stiffness increases with steady-state effort, *34*(November 2000), 457–463.
- Ghasia, F., Brunstrom, J., Gordon, M., & Tychsen, L. (2008). Frequency and severity of visual sensory and motor deficits in children with cerebral palsy: gross motor function classification scale. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, *49*(2), 572–580. <http://doi.org/10.1167/iovs.07-0525>
- Grangeon, M., Gagnon, D., Duclos, C., Gauthier, C., Larivière, C., & Gourdou, P. (2013). Bioengineering & Biomedical Sciences Characterizing Postural Stability in a Quasi-Static Sitting Position among Individuals with Sensorimotor Impairments Following Spinal Cord Injury, *3*(1), 1–10. <http://doi.org/10.4172/2155-9538.1000124>
- Gruber, A. H., Busa, M. a., Gorton, G. E., Van Emmerik, R. E. a, Masso, P. D., & Hamill, J. (2011). Time-to-contact and multiscale entropy identify differences in postural control in adolescent idiopathic scoliosis. *Gait and Posture*, *34*(1), 13–18. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.015>
- Hadders-Algra, M., Brogren, E., & Forssberg, H. (1996a). Ontogeny of postural adjustments during sitting in infancy: variation, selection and modulation. *The Journal of Physiology*, *493* ( Pt 1, 273–288.
- Hadders-Algra, M., Brogren, E., & Forssberg, H. (1996b). Training affects the development of postural adjustments in sitting infants. *The Journal of Physiology*, *493* ( Pt 1, 289–298.
- Hadders-Algra, M., van der Heide, J. C., Fock, J. M., Stremmelaar, E., van Eykern, L. a, & Otten, B. (2007). Effect of seat surface inclination on postural control during reaching in preterm children with cerebral palsy. *Physical Therapy*, *87*(7), 861–871. <http://doi.org/10.2522/ptj.20060330>
- Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009). Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Physical Therapy*, *89*(3), 267–282. <http://doi.org/10.2522/ptj.20080130>

- Harbourne, R. T., Willett, S., Kyvelidou, A., Deffeyes, J., & Stergiou, N. (2010). A comparison of interventions for children with cerebral palsy to improve sitting postural control: a clinical trial. *Physical Therapy, 90*, 1881–1898. <http://doi.org/10.2522/ptj.2010132>
- Hernandes, E., Zamboni, A., Fabbri, S., & Thommazo, A. Di. (n.d.). Using GQM and TAM to evaluate StArt - a tool that supports Systematic Review. *CLEI Electronic Journal, 15*(1), 3. Retrieved from [http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0717-50002012000100003&lng=es&nrm=iso&tlng=pt](http://www.scielo.edu.uy/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-50002012000100003&lng=es&nrm=iso&tlng=pt)
- Himmelmann, K., Beckung, E., Hagberg, G., & Uvebrant, P. (2006). Gross and fine motor function and accompanying impairments in cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology, 48*(6), 417–423. <http://doi.org/10.1017/S0012162206000922>
- Hodges, P., Gurfinkel, V., Brumagne, S., Smith, T., & Cordo, P. (2002). Coexistence of stability and mobility in postural control: Evidence from postural compensation for respiration. *Experimental Brain Research, 144*, 293–302. <http://doi.org/10.1007/s00221-002-1040-x>
- Hoon, A. H., Stashinko, E. E., Nagae, L. M., Lin, D. D. M., Keller, J., Bastian, A., ... Johnston, M. V. (2009). Sensory and motor deficits in children with cerebral palsy born preterm correlate with diffusion tensor imaging abnormalities in thalamocortical pathways. *Developmental Medicine and Child Neurology, 51*(9), 697–704. <http://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2009.03306.x>
- Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology, 55*, 1369–1381. <http://doi.org/10.1152/jn.1986.55.5.1369>
- Howarth, S. J., Allison, a. E., Grenier, S. G., Cholewicki, J., & McGill, S. M. (2004). On the implications of interpreting the stability index: A spine example. *Journal of Biomechanics, 37*, 1147–1154. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.12.038>
- Howle, J. M. (2002). *Neuro-developmental Treatment Approach: Theoretical Foundations and Principles of Clinical Practice*. NeuroDevelopmental Treatment. Retrieved from [http://books.google.co.in/books/about/Neuro\\_developmental\\_Treatment\\_Approach.html?id=3GKsppvjOIC&pgis=1](http://books.google.co.in/books/about/Neuro_developmental_Treatment_Approach.html?id=3GKsppvjOIC&pgis=1)
- Hughes, M. A., Duncan, P. W., Rose, D. K., Chandler, J. M., & Studenski, S. A. (1996). The relationship of postural sway to sensorimotor function, functional performance, and disability in the elderly. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 77*(6), 567–572. [http://doi.org/10.1016/S0003-9993\(96\)90296-8](http://doi.org/10.1016/S0003-9993(96)90296-8)
- James J. McPherson; Richard Schild, Sandi J. Sapuding, Paula Barsamian, Carol Transon, Scott C. White, 1991. (n.d.). McPherson, 1991, analysis of UE movement in 4 sitting positions.

- Jeka, J., Oie, K. S., & Kiemel, T. (2000). Multisensory information for human postural control: Integrating touch and vision. *Experimental Brain Research*, *134*(1), 107–125. <http://doi.org/10.1007/s002210000412>
- Johansson, H., & Sojka, P. (1985). Actions on gamma-motoneurons elicited by electrical stimulation of cutaneous afferent fibres in the hind limb of the cat. *The Journal of Physiology*.
- Karlsson, A., Norrlin, S., Silander, H. C., Dahl, M., & Lanshammar, H. (2000). Amplitude and frequency analysis of force plate data in sitting children with and without MMC. *Clinical Biomechanics*, *15*(7), 541–545. [http://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00010-3](http://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00010-3)
- Keshner, E. a, Cromwell, R. L., & Peterson, B. W. (1995). Mechanisms controlling human head stabilization. II. Head-neck characteristics during random rotations in the vertical plane. *Journal of Neurophysiology*, *73*, 2302–2312.
- Ko, Y. G., Challis, J. H., & Newell, K. M. (2003). Learning to coordinate redundant degrees of freedom in a dynamic balance task. *Human Movement Science*, *22*, 47–66. [http://doi.org/10.1016/S0167-9457\(02\)00177-X](http://doi.org/10.1016/S0167-9457(02)00177-X)
- Kyvelidou, A., Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2010). Severity and characteristics of developmental delay can be assessed using variability measures of sitting posture. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, *22*(3), 259–266. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e3181eb68ec>
- Law, M., Darrah, J., Pollock, N., Rosenbaum, P., Russell, D., Walter, S. D., ... Wright, V. (2007). Focus on Function - a randomized controlled trial comparing two rehabilitation interventions for young children with cerebral palsy. *BMC Pediatrics*, *7*, 31. <http://doi.org/10.1186/1471-2431-7-31>
- Liao, H. F., Jeng, S. F., Lai, J. S., Cheng, C. K., & Hu, M. H. (1997). The relation between standing balance and walking function in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *39*, 106–112. <http://doi.org/10.1097/00001577-199700940-00060>
- Liao, S.-F., Yang, T.-F., Hsu, T.-C., Chan, R.-C., & Wei, T.-S. (2003). Differences in seated postural control in children with spastic cerebral palsy and children who are typically developing. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, *82*(8), 622–626. <http://doi.org/10.1097/01.PHM.0000073817.51377.51>
- Liu, W.-Y., Zaino, C. A., & McCoy, S. W. (2007). Anticipatory postural adjustments in children with cerebral palsy and children with typical development. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, *19*(3), 188–95. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e31812574a9>

- Major, R. E., Johnson, G. R., & Butler, P. B. (2001). Learning motor control in the upright position: a mechanical engineering approach. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 215, 315–323. <http://doi.org/10.1243/0954411011535911>
- Maurer, C., Mergner, T., & Peterka, R. J. (2006). Multisensory control of human upright stance. *Experimental Brain Research*, 171, 231–250. <http://doi.org/10.1007/s00221-005-0256-y>
- Maurer, C., & Peterka, R. J. (2005). A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 93(August 2004), 189–200. <http://doi.org/10.1152/jn.00221.2004>
- Melo, P. S., Ferreira, T. P., Santos-Pontelli, T. E. G., Carneiro, J. a O., Carneiro, A. a O., & Colafêmnia, J. F. (2009). Comparação Da Oscilação Postural Estática Na Posição Sentada Entre Jovens E Idosos Saudáveis. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 13(6), 549–554. <http://doi.org/10.1590/S1413-35552009000600013>
- Morris, C., Newdick, H., & Johnson, A. (2002). Variations in the orthotic management of cerebral palsy. *Child: Care, Health and Development*, 28, 139–147. <http://doi.org/10.1046/j.1365-2214.2002.00259.x>
- Morrison, S., & Newell, K. M. (2000). Limb stiffness and postural tremor in the arm. *Motor Control*, 4(3), 293–315. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10900057>
- Munoz, F., Rouboa, A. I., & Rougier, P. R. (2013). The balance control effects on sitting posture induced by lumbosacral orthosis wear vary depending on the level of stability. *Applied Ergonomics*, 44(4), 511–6. <http://doi.org/10.1016/j.apergo.2012.11.002>
- Nadeau, S., Amblard, B., Mesure, S., & Bourbonnais, D. (2003). Head and trunk stabilization strategies during forward and backward walking in healthy adults. *Gait and Posture*, 18, 134–142.
- Nashner, L. M., Shumway-Cook, a, & Marin, O. (1983). Stance posture control in select groups of children with cerebral palsy: deficits in sensory organization and muscular coordination. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation Cerebrale*, 49, 393–409. <http://doi.org/10.1007/BF00238781>
- Nicholson, J. H., Morton, R. E., Attfield, S., & Rennie, D. (2001). Assessment of upper-limb function and movement in children with cerebral palsy wearing lycra garments. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 43(6), 384–391. <http://doi.org/10.1017/S001216220100072X>
- Nobre, A., Monteiro, F. F., Golin, M. O., Biasotto-Gonzalez, D., Corrêa, J. C. F., & Oliveira, C. S. Analysis of postural oscillation in children with cerebral palsy.

*Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 50(5), 239–44. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20718335>

- Nordmark, E., Hägglund, G., & Lagergren, J. (2001). Cerebral palsy in southern Sweden II. Gross motor function and disabilities. *Acta Paediatrica*, 90(11), 1277–1282. <http://doi.org/10.1080/080352501317130326>
- Odding, E., Roebroek, M. E., & Stam, H. J. (2006). The epidemiology of cerebral palsy: incidence, impairments and risk factors. *Disability and Rehabilitation*, 28(4), 183–91. <http://doi.org/10.1080/09638280500158422>
- Panjabi, M. M. (2003). Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 371–379. [http://doi.org/10.1016/S1050-6411\(03\)00044-0](http://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00044-0)
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Sensorimotor Integration in Human Postural Control*, 1097–1118.
- Pincus, S. M., Gladstone, I. M., & Ehrenkranz, R. A. (1991). A regularity statistic for medical data analysis. *Journal of Clinical Monitoring*, 7(4), 335–45. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1744678>
- Pincus, S. M., & Goldberger, A. L. (1994). Physiological time-series analysis: what does regularity quantify? *The American Journal of Physiology*, 266(4 Pt 2), H1643–56. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8184944>
- Policy, J. F., Torburn, L., Rinsky, L. A., & Rose, J. Electromyographic test to differentiate mild diplegic cerebral palsy and idiopathic toe-walking. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 21(6), 784–9. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11675555>
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 14(4), 402–6. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10945424>
- Prosser, L. a, Lee, S. C. K., Barbe, M. F., VanSant, A. F., & Lauer, R. T. (2010). Trunk and hip muscle activity in early walkers with and without cerebral palsy--a frequency analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(5), 851–859. <http://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.04.005>
- Prosser, L. a, Lee, S. C. K., VanSant, A. F., Barbe, M. F., & Lauer, R. T. (2010). Trunk and hip muscle activation patterns are different during walking in young children with and without cerebral palsy. *Physical Therapy*, 90, 986–997. <http://doi.org/10.2522/ptj.20090161>
- R Development Core Team. (2011). R Foundation for Statistical Computing. Retrieved from <http://www.r-project.org/>



- Rauch, A.; Cieza, A.; Stucki, G. (2008). E in Yr. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 44(June), 246–251.  
<http://doi.org/10.1002/14651858.CD005954.pub2.Fundings>.
- Reeves, N. P., Everding, V. Q., Cholewicki, J., & Morrisette, D. C. (2006). The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. *Experimental Brain Research*, 174(4), 694–700. <http://doi.org/10.1007/s00221-006-0516-5>
- Roncesvalles, M. N., Woollacott, M. W., & Burtner, P. A. (2002). Neural factors underlying reduced postural adaptability in children with cerebral palsy. *Neuroreport*, 13(18), 2407–10.  
<http://doi.org/10.1097/01.wnr.0000048024.40536.9d>
- Rose, J., Wolff, D. R., Jones, V. K., Bloch, D. a, Oehlert, J. W., & Gamble, J. G. (2002). Postural balance in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 44(2002), 58–63.  
<http://doi.org/10.1017/S0012162201001669>
- Rosenbaum, P. (2007). The natural history of gross motor development in children with cerebral palsy aged 1 to 15 years. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 49(10), 724. <http://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00724.x>
- Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., Bax, M., Damiano, D., ... Jacobsson, B. (2007). A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Developmental Medicine and Child Neurology. Supplement*, 109, 8–14. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17370477>
- Rosenstein, M., Collins, J., & de Luca, C. (1993). A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets. *Physica D-Nonlinear Phenomena*, (617). Retrieved from <http://www-anw.cs.umass.edu/~mtr/papers/RosensteinM93.pdf>npapers3://publication/uuid/B61A1922-225A-4FC2-8CC9-D5147B26022D
- Saavedra, S., Joshi, A., Woollacott, M., & van Donkelaar, P. (2009). Eye hand coordination in children with cerebral palsy. *Experimental Brain Research*, 192(2), 155–65. <http://doi.org/10.1007/s00221-008-1549-8>
- Saavedra, S. L., van Donkelaar, P., & Woollacott, M. H. (2012). Learning about gravity: segmental assessment of upright control as infants develop independent sitting. *Journal of Neurophysiology*, 108(8), 2215–29.  
<http://doi.org/10.1152/jn.01193.2011>
- Saavedra, S. L., & Woollacott, M. H. (2015a). Segmental Contributions to Trunk Control in Children With Moderate-to-Severe Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.01.016>
- Saavedra, S. L., & Woollacott, M. H. (2015b). Segmental contributions to trunk control in children with moderate-to-severe cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.01.016>

- Saavedra, S., Woollacott, M., & Donkelaar, P. Van. (2011). Effect of Vision and Trunk Support. *History*, 201(1), 1–19. <http://doi.org/10.1007/s00221-009-2001-4>.Head
- Sahrmann, S. (2010). *Movement System Impairment Syndromes of the Extremities, Cervical and Thoracic Spines* (Vol. 19). Elsevier Health Sciences. Retrieved from <https://books.google.com/books?id=hAZT-VFiTUoC&pgis=1>
- Saxena, S., Rao, B. K., & Kumaran, S. (2014). Analysis of postural stability in children with cerebral palsy and children with typical development: an observational study. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 26(3), 325–30. <http://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000060>
- Slaboda, J. C., Lauer, R. T., & Keshner, E. a. (2013). Postural responses of adults with cerebral palsy to combined base of support and visual field rotation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 21(2), 218–224. <http://doi.org/10.1109/TNSRE.2013.2246583>
- Smith, B. a., Teulier, C., Sansom, J., Stergiou, N., & Ulrich, B. D. (2011). Approximate Entropy Values Demonstrate Impaired Neuromotor Control of Spontaneous Leg Activity in Infants With Myelomeningocele. *Pediatric Physical Therapy*, 23, 241–247. <http://doi.org/10.1097/PEP.0b013e3182289ae4>
- Stins, J. F., Michielsen, M. E., Roerdink, M., & Beek, P. J. (2009). Sway regularity reflects attentional involvement in postural control: Effects of expertise, vision and cognition. *Gait and Posture*, 30, 106–109. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.04.001>
- Stokes, I. a F., & Gardner-Morse, M. (2001). Lumbar spinal muscle activation synergies predicted by multi-criteria cost function. *Journal of Biomechanics*, 34, 733–740. [http://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00034-3](http://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00034-3)
- Teflioudi, E. P., Zafeiriou, D. I., Vargiami, E., Kontopoulos, E., & Tsikoulas, I. (2011). Somatosensory evoked potentials in children with bilateral spastic cerebral palsy. *Pediatric Neurology*, 44(3), 177–82. <http://doi.org/10.1016/j.pediatrneurol.2010.11.001>
- Theiler, J., Eubank, S., Longtin, A., Galdrikian, B., & Doyne Farmer, J. (1992). Testing for nonlinearity in time series: the method of surrogate data. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 58, 77–94. [http://doi.org/10.1016/0167-2789\(92\)90102-S](http://doi.org/10.1016/0167-2789(92)90102-S)
- Trefler, E., & Angelo, J. (1997). Comparison of anterior trunk supports for children with cerebral palsy. *Assistive Technology : The Official Journal of RESNA*, 9(1), 15–21. <http://doi.org/10.1080/10400435.1997.10132292>
- Turvey, M. T., & Carello, C. (2011). Obtaining information by dynamic (effortful) touching. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 366(1581), 3123–3132. <http://doi.org/10.1098/rstb.2011.0159>

- Turvey, M. T., & Fonseca, S. T. (2014). The medium of haptic perception: a tensegrity hypothesis. *Journal of Motor Behavior*, *46*(3), 143–87. <http://doi.org/10.1080/00222895.2013.798252>
- Ulrich, B. D., Ulrich, D. A., Angulo-Kinzler, R., & Chapman, D. D. (1997). Sensitivity of infants with and without Down syndrome to intrinsic dynamics. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *68*(1), 10–9. <http://doi.org/10.1080/02701367.1997.10608862>
- Unnithan, V. B., Dowling, J. J., Frost, G., Volpe Ayub, B., & Bar-Or, O. (1996). Cocontraction and phasic activity during GAIT in children with cerebral palsy. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, *36*(8), 487–94. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8985677>
- Van de Winckel, A., Verheyden, G., Wenderoth, N., Peeters, R., Sunaert, S., Van Hecke, W., ... Feys, H. (2013). Does somatosensory discrimination activate different brain areas in children with unilateral cerebral palsy compared to typically developing children? An fMRI study. *Research in Developmental Disabilities*, *34*(5), 1710–1720. <http://doi.org/10.1016/j.ridd.2013.02.017>
- Van der Heide, J. C., & Hadders-Algra, M. (2005). Postural muscle dyscoordination in children with cerebral palsy. *Neural Plasticity*, *12*(2), 197–203. <http://doi.org/10.1155/NP.2005.197>
- Vekerdy, Z. (2007). Management of seating posture of children with cerebral palsy by using thoracic-lumbar-sacral orthosis with non-rigid SIDO frame. *Disability and Rehabilitation*, *29*(18), 1434–41. <http://doi.org/10.1080/09638280601055691>
- Winter, D., Patla, A., & Prince, F. (1998). Stiffness Control of Balance in Quiet Standing Stiffness Control of Balance in Quiet Standing, *80*, 1211–1221. Retrieved from <http://jn.physiology.org/content/80/3/1211.short>
- Wolf, A.; Swift, J.B.; Swinney, H.L.; Vastano, J. A. (1985). Wolf 1985.pdf. *Physica*, *16D*, 285–317.
- Woollacott, M. ., Burtner, P., Jensen, J., Jasiewicz, J., Roncesvalles, N., & Sveistrup, H. (1998). Development of Postural Responses During Standing in Healthy Children and Children with Spastic Diplegia. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, *22*(4), 583–589. [http://doi.org/10.1016/S0149-7634\(97\)00048-1](http://doi.org/10.1016/S0149-7634(97)00048-1)
- Woollacott, M. H., & Shumway-Cook, A. (2005). Postural dysfunction during standing and walking in children with cerebral palsy: what are the underlying problems and what new therapies might improve balance? *Neural Plasticity*, *12*(2-3), 211–9; discussion 263–72. <http://doi.org/10.1155/NP.2005.211>
- Wurdeman, S. R., Myers, S. A., Jacobsen, A. L., & Stergiou, N. (2013). Prosthesis preference is related to stride-to-stride fluctuations at the prosthetic ankle. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, *50*(5), 671–86. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24013915>





## APÊNDICES

Apêndice 1 : *Surface electromyography of trunk muscles in children: a review study of electrode placement*

**Autores:** Adriana Neves dos Santos; Carolina Souza Neves da Costa; Ana Beatriz de Oliveira; Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha

## 1. Introduction

Performing child everyday activities requires flexible control of the whole body in an often changing environment, especially involving stabilization and selective movements of the trunk (Latash and Hadders-Algra, 2008). Trunk stabilization is essential for free movements of the head and the extremities, being a prerequisite for adequate mobility (Shumway-Cook and Woollacott, 2007). Children with motor disabilities present impairments in trunk control and, consequently, alterations in the performance of daily activities (Prosser et al., 2010; Ju et al., 2012; Tomita et al., 2013). Therefore, the ability to control and activated adequately the trunk muscles are essential to produce efficient movements and can influence child's daily routines.

In order to examine why a child's activity is limited, one of the good investigation methods is the surface electromyography (sEMG). SEMG is widely used to evaluate muscle activity. Electromagnetic impulses created by the activity of skeletal muscles are measured by skin electrodes and the strength and the variations of these signals are recorded and stored for analysis (Staude et al., 2001). SEMG can verify which muscle are active, their amount of activity and how the muscle fibers contract (Staude et al., 2001; Hogrel, 2005).

Researches using the sEMG in children have grown steadily, mainly due to technological developments in using portable equipments. Furthermore, when sEMG electrodes were connected to a small transmitter with recording equipment at a distance, the data collection of trunk muscles was facilitated and the child with distinct diseases was allowed to move freely in different conditions, even in outdoors environments (Benda et al., 2003).

Diverse authors proposed different interpretations and inferences by using sEMG methods in child trunk muscles such as development and organization of postural adjustments (Hadders-Algra et al., 1999; Brogen et al., 2001), conclusions about load limit recommendation in occupational tasks (Hong et al., 2008; Bauer and Freivalds, 2009), characterization of balance neuromuscular responses in children with cerebral

palsy (Burtner et al., 1999) and contributions provision in terms of nosological classification, localization of focal impairments (Prosser et al., 2010), detection of pathophysiological mechanisms (Perret and Robert, 2004), and functional assessment (Jonhston et al., 2002; de Graaf-Peters et al., 2007). However, the interpretation of sEMG data is not a simple matter. The ability to infer about muscle function is critical, since that conclusions errors can occurs when sEMG is not properly utilized.

According to DeLucca (1997), sEMG is easy to measure, but also hard to interpret quantitatively. One of the critical points regarding trunk muscles evaluation in children using sEMG analysis is the electrode placement. For trunk muscles, electrode placement is difficult since back and abdominal muscles presents a multilayer and flat structure (Swinnen et al., 2012). Studies with cadaver (De Seze and Cazalets, 2008) and in vivo (de Nooij et al., 2009) were realized in order to determine more precise electrode placements for trunk sEMG analysis. The SENIAM project described sensor location for only a limited number of muscles with regard to the trunk (Hermens et al., 2000). Moreover, considering that children present different anthropometric measures than adults; the electrode placement according to these recommendations could be questionable. Therefore, this paper aims to review studies that evaluated trunk muscle activation in children with sEMG and describe electrodes placement most used in this population.

## **2. Methods**

### *2.1. Study Identification and Selection*

The following databases were electronically searched by two reviewers: Web of Science, PubMed, Scopus, Lilacs and Scielo. Only those studies published between January 1999 and November 2013 were selected according to the following key words: electromyography – child – trunk; electromyography – child – postural muscles; electromyography - preschool child - trunk, electromyography - preschool child - postural muscles; electromyography – adolescent – trunk; electromyography – adolescent – postural muscles; using MESH terms in English and Portuguese languages. We chose the year of 1998 since is one year after the first text regarding electrode placement, which was 1997 (Hermens et al., 1997). The search was repeated to confirm the results.

After electronic search in databases, the software START (referência) was used to study selection process. Two reviewers examined the titles and abstracts of the

identified articles according to inclusion and exclusion criteria. The abstracts and titles of the articles identified were searched according to the following inclusion criteria: a) participants aged from birth to 18 years, b) studies that analyzed the electromyography of the trunk muscles. The exclusion criteria were: case reports, commentaries and reviews; studies without EMG analysis; studies without trunk muscles evaluation; studies with adults, animals and cadavers; studies published in other languages than English and Portuguese. If the title and abstract did not clearly demonstrated whether the article should be included; the reviewers read the full article and then evaluated for inclusion criteria.

### *2.2. Data Extraction and Analysis*

Data from the included studies were extracted descriptively and summarized according to the headings participants and procedures/measures. Participants heading included groups, type of development/disability, sample size, age and gender. In terms of procedures and measures, it was described activity analyzed, muscles evaluated, electrode placement and variables.

## **3. Results and Discussion**

The initial search resulted in 225 potential studies. After reading the title and abstract, 71 abstracts were selected according with inclusion criteria. After the full reading, 25 articles were excluded. Therefore, 54 articles were selected for the study. Identification in databases, selection of the studies and exclusion criteria are presented in Figure 1. Participant's characteristics and procedures and measures are presented in Table 1 and 2.

### *3.1. Participants*

The sample size presented high variability among the studies, which ranged from 3 to 58 subjects per group for the age group studied (4 to 18 years); five studies included adults from 19 to 24 years old. The high variability in sample characterization resulted from the different population evaluated in each study. Some studies evaluated only typical children (20 studies/ mean of 18,8 children per study), whereas others evaluated children with impairments such as cerebral palsy (21 studies/ mean of 15,7 children per study), developmental coordination disorder (3 studies/ mean of 18 children per study); scoliosis



(12 studies/ mean of 21,7 children per study). For studies involving typical children or impairments more usually found, such as scoliosis, is easier to select from population subjects that would fulfill inclusion criteria. However, for studies involving specific neuromotor impairments, such as CP and high-risk infants, the inclusion criteria are more restricted resulting in a small sample size. Most of studies with more than 10 children with CP included, the sample are heterogeneous with multiples levels of severity and functionality.

The fact that a wide range of impairments can be evaluated with sEMG can be attributed to the technological developments reached throughout years; which culminated in an increase of studies with children using sEMG analysis (Benda et al., 2003). Moreover, it highlights the relevance of trunk muscles evaluation to different kinds of population. Therefore, acquiring knowledge about the methodological procedures used in the analysis of the trunk in children with sEMG is relevant.

### *3.2. Procedure and Measures*

#### *3.2.1 Functional activities and Muscles evaluated*

Regarding activities evaluated among the studies, it was observed that EMG trunk analysis was used during the performance of several functional activities, such as walking (7 studies/ 134 included children) and reaching or grasping tests (10 studies/ 284 included children), postural control activities in standing (16 studies/ 309 included children) and sitting postures (13 studies/255 included children). Also, trunk muscles evaluated included muscles involved in body alignment and postural control maintenance, such as rectus abdominus (37 studies/ 3977 included children), transversus abdominis (2 studies/ 22 included children), external oblique (9 studies/ 196 included children), internal oblique (6 studies/ 165 included children), erector spinae (22 studies/ 605 included children), thoracic extensor (11 studies/ 273 included children) and lumbar extensor (24 studies/ 534 included children).

Given the fact that trunk muscles are essential to body alignment and postural control maintenance (De Seze and Cazalets, 2008), the knowledge about how they are activated during functional activities is relevant to different kinds of population. Therefore, the analysis of the trunk using electromyography involves a vast field for

functionality exploration; which highlights the importance to acquire knowledge about the methodological procedures used in the analysis of the trunk in children.

### 3.2.2. Electrode placement

According to our findings, 32 articles described electrode placement, while 22 presented no information about the exact placement of the electrodes in trunk muscles. Moreover, in most cases, the description of sensor placement procedure was done in very general terms: reference to other studies about the used placement protocol (10 studies), description that the electrodes were positioned “over the muscle belly”, “in the muscle bulk tip”, or “in alignment with the muscle fibers” without further information (5 studies). These vague descriptions complicate the reproduction of the procedures adopted. Also, we found a great variability in electrode characteristics among the studies reviewed.

The fact that electrode placement is poorly described and the great variability among studies could lead to variability in the results reported, as well as could impede their reproducibility and a sound interpretation. Previous studies that utilized EMG evaluation (Hermens et al., 2000, Hogrel et al., 2005; Drost et al., 2006) and EMG analysis of the trunk muscles (De Seze and Cazalets, 2008) also observed a lack of standards among studies regarding electrode placement and configurations for trunk muscles evaluation. Hogrel et al. (2005) stated that this lack of uniformity could adversely affect the application of EMG in clinical setting.

A detailed description about electrode placement is very important, since sensor placement is crucial to EMG analysis, especially in the evaluation of children. Previous studies reported the relevance of sensor placement for EMG signal record regarding trunk muscles (De Seze and Cazelets, 2008; Swinnen et al., 2012), head and neck muscles (Castroflorio et al., 2005; Armijo-Olivo et al., 2007), lower limb muscles (Campanini et al., 2007) and upper limb muscles (Mercer et al., 2006). So, it is suggested that the authors describe the position of the center of the electrodes on the muscle, defined as sensor location; the position of the electrode with respect to the direction of the muscle fibers, defined as the electrode orientation; and the location of the reference electrode (Hermens et al., 2000). Therefore, future studies should provide a scrupulous description of electrode placement.

Moreover, the variability in electrode placement among the studies included in this review is also found in studies with other populations. Changes in the electrode

position occurred over time. In the past, electrodes were placed on the top of the muscle belly or over the endplate zone. The end plate zone was chosen because it was believed that large EMG signals were recorded in this area. However, it was reported that EMG signal near end plate zone did not represent accurately the muscle signal (Merletti et al., 2010). Therefore, it was suggested that EMG sensor should be placed preferably in the middle of the innervations and the end plate zones (Merletti et al., 2010).

For trunk muscles, a standardized electrode placement is difficult to be defined, especially for abdominal muscles. The evaluation of abdominal muscles has been carefully applied, since small amplitude of EMG signal, the influence from heart muscle activity (Von Tscherner et al., 2011; Willigenburg et al., 2012) and the noise from the adipose tissue (Kuiken et al., 2003; Bartuzi et al., 2010) could affect the quality of EMG signal. Zaino and MacCoy (2008) evaluated the reliability of SEMG signal of postural muscles in typical children and children with CP. The authors found poor reliability for rectus abdominis (ICC = 0.58); and attributed their results to the influence of these factors. Therefore, the detection of the activity of abdominal muscles has been questionable and a consensus in electrode placement does not yet exist in the literature. In agreement with our findings, Swinnen et al. (2012) found that the placement of electrodes for recording the abdominal muscles varied among studies that evaluated healthy adults.

The difficulty to find a standardized electrode placement for trunk muscles is even more outstanding in children, since their body structures are continually changing, especially measures related with body size. Therefore, the author suggests that methodological studies should be performed, in order to establish more standardized protocols to children trunk muscles assessment.

#### **4. Study Limitations**

One of the limitations of this study is the fact that only English and Portuguese languages manuscripts were included, which may have introduced bias.

#### **5. Conclusion**

According to our findings, the description regarding the record of the EMG signal of trunk muscles in children and infant is poorly reported. Moreover, there is not a consensus among studies on how trunk muscles should be evaluated in this population.

These factors make difficult to establish parameters related to EMG signal in children and infants. Therefore, future studies should be done in order to define EMG procedures, especially concerning electrode placement, in order to enable a more precise evaluation of trunk muscles EMG signals in children and infants.

### ACKNOWLEDGEMENTS

This study was supported financially by a grant from FAPESP (2012/10558-6; 2012/01252-0, 2012/18592-9).

### REFERENCES

- Armijo-Olivo S, Gadotti I, Kornerup M, Lagravère MO, Flores-Mir C. Quality of reporting masticatory muscle electromyography in 2004: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2007;34(6):397-405.
- Assaiante C, Woollacott M, Amblard B. Development of postural adjustment during gait initiation: kinematic and EMG analysis. *J Mot Behav* 2000;32(3):211-26.
- Bartuzi P, Tokarski T, Roman-Liu D. The effect of the fatty tissue on EMG signal in young women. *Acta Bioeng Biomech* 2010;12(2):87-92.
- Bauer DH, Freivalds A. Backpack load limit recommendation for middle school students based on physiological and psychophysical measurements. *Work* 2009;32(3):339-50.
- Benda W, McGibbon NH, Grant KL. Improvements in muscle symmetry in children with cerebral palsy after equine-assisted therapy (hippotherapy). *J Altern Complement Med* 2003;9(6):817-25.
- Bigongiari A, de Andrade e Souza F, Franciulli PM, Neto Sel R, Araujo RC, Mochizuki L. Anticipatory and compensatory postural adjustments in sitting in children with cerebral palsy. *Hum Mov Sci* 2011;30(3):648-57.
- Brogren E, Forssberg H, Hadders-Algra M. Influence of two different sitting positions on postural adjustments in children with spastic diplegia. *Dev Med Child Neurol* 2001;43(8):534-46.
- Burtner PA, Woollacott MH, Qualls C. Stance balance control with orthoses in a group of children with spastic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1999;41(11):748-57.
- Campanini I, Merlo A, Degola P, Merletti R, Vezzosi G, Farina D. Effect of electrode location on EMG signal envelope in leg muscles during gait. *J Electromyogr Kinesiol* 2007;17(4):515-26.
- Castroflorio T, Icardi K, Torsello F, Deregibus A, Debernardi C, Bracco P. Reproducibility of surface EMG in the human masseter and anterior temporalis muscle areas. *Cranio* 2005;23(2):130-7.

- Cignetti F, Zedka M, Vaugoyeau M, Assaiante C. Independent walking as a major skill for the development of anticipatory postural control: evidence from adjustments to predictable perturbations. *PLoS One* 2013;8(2):e56313.
- de Graaf-Peters VB, Bakker H, van Eykern LA, Otten B, Hadders-Algra M. Postural adjustments and reaching in 4- and 6-month-old infants: an EMG and kinematical study. *Exp Brain Res* 2007;181(4):647-56.
- De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biom* 1997;13(2):135-63.
- De Nooij R, Kallenberg LA, Hermens HJ. Evaluating the effect of electrode location on surface EMG amplitude of the m. erector spinae p. longissimus dorsi. *J Electromyogr Kinesiol* 2009 Aug;19(4):e257-66.
- De Sèze MP, Cazalets JR. Anatomical optimization of skin electrode placement to record electromyographic activity of erector spinae muscles. *Surg Radiol Anat* 2008;30(2):137-43.
- Drost G, Stegeman DF, van Engelen BG, Zwarts MJ. Clinical applications of high-density surface EMG: a systematic review. *J Electromyogr Kinesiol* 2006;16(6):586-602.
- Filipovic V, Viskic-stalec N. The mobility capabilities of persons with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2006;31(19):2237-42.
- Girolami GL, Shiratori T, Aruin AS. Anticipatory postural adjustments in children with hemiplegia and diplegia. *J Electromyogr Kinesiol* 2011;21(6):988-97.
- Girolami GL, Shiratori T, Aruin AS. Anticipatory postural adjustments in children with typical motor development. *Exp Brain Res* 2010;205(2):153-65.
- Gram MC, Hasan Z. The spinal curve in standing and sitting postures in children with idiopathic scoliosis. *Spine* 1999;24(2):169-77.
- Hadders-Algra M, Brogren E, Katz-Salamon M, Forssberg H. Periventricular leucomalacia and preterm birth have different detrimental effects on postural adjustments. *Brain* 1999;122 ( Pt 4):727-40.
- Hadders-Algra M, van der Heide JC, Fock JM, Stremmelaar E, van Eykern LA, Otten B. Effect of seat surface inclination on postural control during reaching in preterm children with cerebral palsy. *Phys Ther* 2007;87(7):861-71.
- Hadders-Algra M, van der Fits IB, Stremmelaar EF, Touwen BC. Development of postural adjustments during reaching in infants with CP. *Dev Med Child Neurol* 1999;41(11):766-76.
- Harbourne RT, Lobo MA, Karst GM, Galloway JC. Sit happens: Does sitting development perturb reaching development, or vice versa? *Infant Behav Dev* 2013;36(3):438-50.
- Hedberg A, Carlberg EB, Forssberg H, Hadders-Algra M. Development of postural adjustments in sitting position during the first half year of life. *Dev Med Child Neurol* 2005;47(5):312-20.
- Hedberg A, Forssberg H, Hadders-Algra M. Postural adjustments due to external perturbations during sitting in 1-month-old infants: evidence for the innate origin of direction specificity. *Exp Brain Res* 2004;157(1):10-7.

Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10(5):361-74.

Hermens HJ, Hägg G, Freriks B, Roessingh. European Applications on Surface Electromyography, Proceedings of the second general SENIAM workshop, Stockholm, Sweden, eds. Research and Development, 1997.

Hogrel JY. Clinical applications of surface electromyography in neuromuscular disorders. *Neurophysiol Clin* 2005;35(2-3):59-71.

Hong Y, Li JX, Fong DT. Effect of prolonged walking with backpack loads on trunk muscle activity and fatigue in children. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18(6):990-6.

Johnston LM, Burns YR, Brauer SG, Richardson CA. Differences in postural control and movement performance during goal directed reaching in children with developmental coordination disorder. *Hum Mov Sci* 2002;21(5-6):583-601.

Ju YH, Hwang IS, Cherng RJ. Postural adjustment of children with spastic diplegic cerebral palsy during seated hand reaching in different directions. *Arch Phys Med Rehabil* 2012;93(3):471-9.

Kane K, Barden J. Contributions of trunk muscles to anticipatory postural control in children with and without developmental coordination disorder. *Hum Mov Sci* 2012;31(3):707-20.

Karlsson JS, Roeleveld K, Grönlund C, Holtermann A, Ostlund N. Signal processing of the surface electromyogram to gain insight into neuromuscular physiology. *Philos Trans A Math Phys Eng Sci* 2009;367(1887):337-56.

Kuiken TA, Li G, Lock BA, Lipschutz RD, Miller LA, Stubblefield KA, Englehart KB. Targeted muscle reinnervation for real-time myoelectric control of multifunction artificial arms. *JAMA* 2009;301(6):619-28.

Kuo FC, Hong CZ, Lai CL, Tan SH. Postural control strategies related to anticipatory perturbation and quick perturbation in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2011;36(10):810-6.

Latash M, Hadders-Algra M. What is posture and how is it controlled? In: Hadders-Algra M, Carlberg EB. *Postural Control: A Key Issue in Developmental Disorders*, Wiley-Blackwell, 2008.

Lauer RT, Prosser LA. Use of the Teager-Kaiser Energy operator for muscle activity detection in children. *Ann Biomed Eng* 2009;37(8):1584-93.

Mathews EA, Balasubramanian S, Seacrist T, Maltese MR, Sterner R, Arbogast KB. Electromyography responses of pediatric and young adult volunteers in low-speed frontal impacts. *J Electromyogr Kinesiol* 2013;23(5):1206-14.

Mercer JA, Bezodis N, DeLion D, Zachry T, Rubley MD. EMG sensor location: Does it influence the ability to detect differences in muscle contraction conditions? *J Electromyogr Kinesiol* 2006;16(2):198-204.

Merletti R, Botter A, Cescon C, Minetto MA, Vieira TM. Advances in surface EMG: recent progress in clinical research applications. *Crit Rev Biomed Eng* 2010;38(4):347-79.

Mooney V, Gulick J, Pozos R. A preliminary report on the effect of measured strength training in adolescent idiopathic scoliosis. *J Spinal Disord* 2000;13(2):102-7.

Odermatt D, Mathieu PA, Beauséjour M, Labelle H, Aubin CE. Electromyography of scoliotic patients treated with a brace. *J Orthop Res* 2003;21(5):931-6.

Perret C, Robert J. Electromyographic responses of paraspinal muscles to postural disturbance with special reference to scoliotic children. *J Manipulative Physiol Ther* 2004;27(6):375-80.

Prosser LA, Lee SC, Barbe MF, VanSant AF, Lauer RT. Trunk and hip muscle activity in early walkers with and without cerebral palsy-- a frequency analysis. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;20(5):851-9.

Prosser LA, Lee SC, VanSant AF, Barbe MF, Lauer RT. Trunk and hip muscle activation patterns are different during walking in young children with and without cerebral palsy. *Phys Ther* 2010;90(7):986-97.

Roncesvalles MN, Woollacott MH, Brown N, Jensen JL. An emerging postural response: is control of the hip possible in the newly walking child? *J Mot Behav* 2004;36(2):147-59.

Saavedra SL, van Donkelaar P, Woollacott MH. Learning about gravity: segmental assessment of upright control as infants develop independent sitting. *J Neurophysiol* 2012;108(8):2215-29.

Shimode M, Ryouji A, Kozo N. Asymmetry of premotor time in the back muscles of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 2003;28(22):2535-9.

Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor Control: Translating research into clinical practice*, Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

Staud G, Flachenecker C, Daumer M, Wolf W. Onset detection in surface electromyographic signals: a systematic comparison of methods. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing* 2001;2001(1):67-81.

Sundermier L, Woollacott M, Roncesvalles N, Jensen J. The development of balance control in children: comparisons of EMG and kinetic variables and chronological and developmental groupings. *Exp Brain Res* 2001;136(3):340-50.

Swinnen E, Baeyens JP, Meeusen R, Kerckhofs E. Methodology of electromyographic analysis of the trunk muscles during walking in healthy subjects: a literature review. *J Electromyogr Kinesiol* 2012;22(1):1-12.

Tomita H, Fukaya Y, Ueda T, Honma S, Yamashita E, Yamamoto Y, Mori E, Shionoya K. Deficits in task-specific modulation of anticipatory postural adjustments in individuals with spastic diplegic cerebral palsy. *J Neurophysiol* 2011;105(5):2157-68.

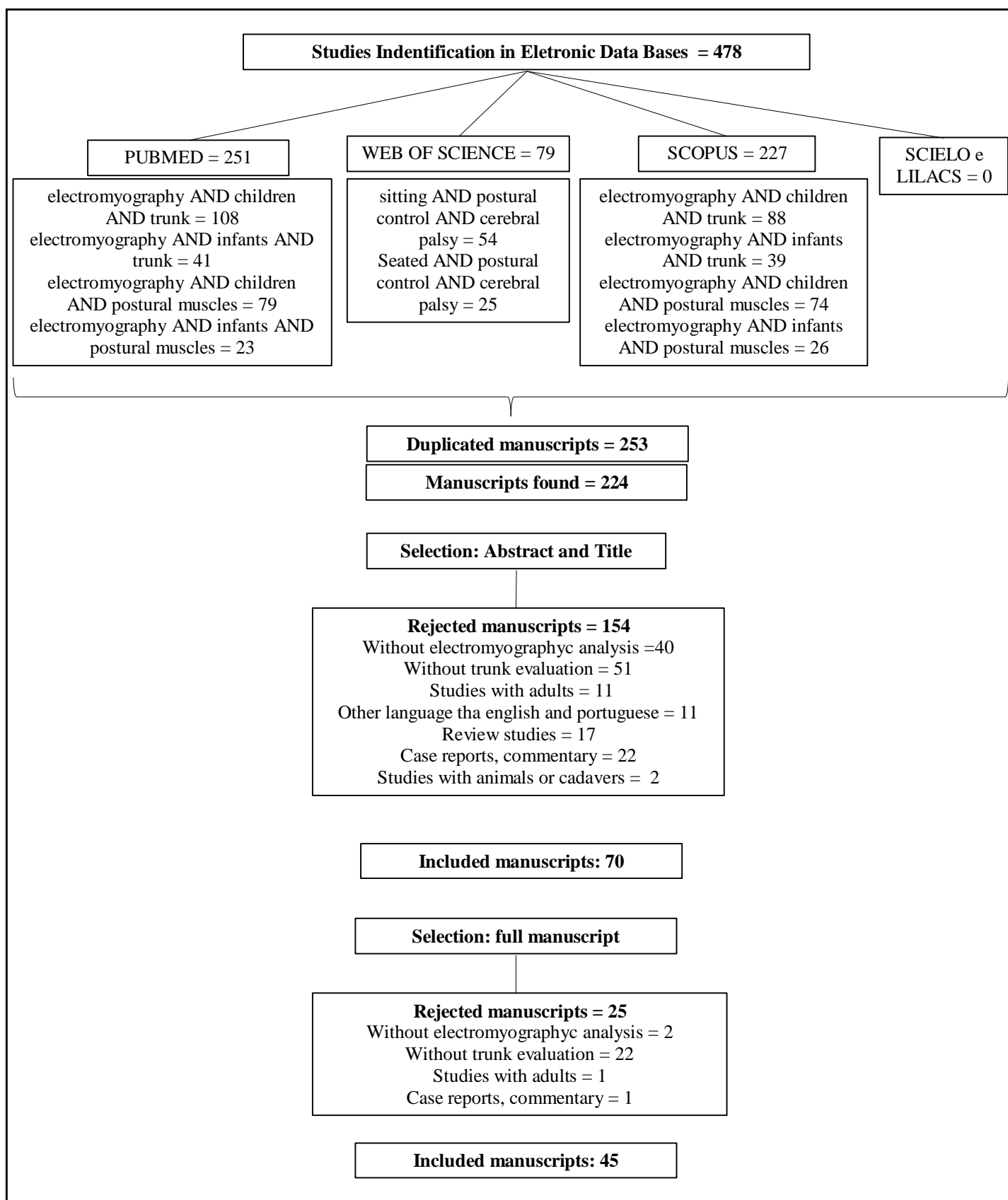
Valentino B, Ferrara I, Valentino T, di Giacinto S, Valentino R, Paparo E. Early electromyographic diagnosis of scoliosis: First findings of a screening test involving two thousand 10-year-old children. *The Pain Clinic* 2005;17(1):65-8.

van Balen LC, Dijkstra LJ, Hadders-Algra M. Development of postural adjustments during reaching in typically developing infants from 4 to 18 months. *Exp Brain Res* 2012;220(2):109-19.

van der Fits IB, Flikweert ER, Stremmelaar EF, Martijn A, Hadders-Algra M. Development of postural adjustments during reaching in preterm infants. *Pediatr Res* 1999;46(1):1-7.

- van der Fits IB, Klip AW, van Eykern LA, Hadders-Algra M. Postural adjustments during spontaneous and goal-directed arm movements in the first half year of life. *Behav Brain Res* 1999;106(1-2):75-90.
- van der Fits IB, Klip AW, van Eykern LA, Hadders-Algra M. Postural adjustments during spontaneous and goal-directed arm movements in the first half year of life. *Behav Brain Res* 1999;106(1-2):75-90.
- van der Heide JC, Begeer C, Fock JM, Otten B, Stremmelaar E, van Eykern LA, Hadders-Algra M. Postural control during reaching in preterm children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2004;46(4):253-66.
- van der Heide JC, Otten B, van Eykern LA, Hadders-Algra M. Development of postural adjustments during reaching in sitting children. *Exp Brain Res* 2003;151(1):32-45.
- Von Tscharner V, Eskofier B, Federolf P. Removal of the electrocardiogram signal from surface EMG recordings using non-linearly scaled wavelets. *J Electromyogr Kinesiol* 2011;21(4):683-8.
- 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. *Dev Med Child Neurol* 2004;46(10):681-8.
- Willigenburg NW, Daffertshofer A, Kingma I, van Dieën JH. Removing ECG contamination from EMG recordings: a comparison of ICA-based and other filtering procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2012;22(3):485-93.
- Woo E, Burns Y, Johnston L. The effect of task uncertainty on muscle activation patterns in 8-10-year-old children. *Physiother Res Int* 2003;8(3):143-54.
- Yeung EH, Chow DH, Su IY. Kinematic and electromyographic studies on unaided, unilateral and bilateral crutch walking in adolescents with spastic diplegia. *Prosthet Orthot Int* 2012;36(1):63-70.
- Zaino CA, McCoy SW. Reliability and comparison of electromyographic and kinetic measurements during a standing reach task in children with and without cerebral palsy. *Gait Posture* 2008;27(1):128-37.



**Figure 1** – Studies identification and selection.

**Table 1** – Description of participants characteristics.

Study	Year	Groups	Type of development/disability	Sample Size	Age (mean (SD))	Gender
<b>Van Balen et al.</b>	2015	Control	Typical infants	11	4,6 and 18 months	6 (M) and 5 (F)
		Experimental	Infants at high risk	25	4,6 and 18 months	11 (M) and 14 (F)
<b>Boxum et al.</b>	2014	Control	Typical infants	11	3.8-6.5 (5.7)	7 (M) and 4 (F)
		Experimental	Very high risk infants	11	4.7-9.6 (8.0)	9 (M) and 2 (F)
<b>Simon et al.</b>	2014	-	Spastic quadriplegia Cerebral palsy (GMFCS IV –V)	35	7±3.5	23 (M) and 12 (F)
<b>Kane and Barden (POTP)</b>	2013	Control	Typical children	11	7-14 years (11)	9 (M) and 2 (F)
		Experimental	Developmental coordination disorders	11	7-4 years (11.1)	9 (M) and 2 (F)
<b>Tomita et al.</b>	2013	Control	Typical children	9	13-24 years	6 (M) and 3 (F)
		Experimental	Cerebral palsy Spastic diplegia (II-III GMFCS)	9	13-24 years	6 (M) and 3 (F)
<b>Harbourne et al.</b>	2013	Control	Typical children	11	4 to 5 months years	-
<b>Mathews et al.</b>	2013	Control	Healthy adults	9	8 – 14 years (11.5±0.5)	9 (M)
		Experimental	Typical children	11	18 – 30 (22.6±1.1)	11 (M)
<b>Cignetti et al.</b>	2013	Control	No - walkers	6	18 – 30 years	3 (M) and 3 (M)
		Experimental	Independent walkers	10	6 – 13 months	5 (M) and 5 (F)
		Experimental	Healthy young adults	10	10 – 22 months	7 (M) and 3 (M)
<b>Saavedra et al.</b>	2012	-	Typical children	8	3 to 9 months	4 (M) and 4 (M)
<b>Van Balen et al.</b>	2012	-	Typical children	11	4, 6, 10 and 18 months	6 (M) and 5 (F)
<b>Yeung et al.</b>	2012	-	Spastic diplegia Cerebral Palsy	10	8 – 15 years (12.1)	5 (M) and 9 (F)
<b>Kane and Barden (HMS)</b>	2012	Control	Typical children	11	7 – 14 years (10)	9 (M) and 5 (F)
		Experimental	Developmental Coordination Disorder	11	7 – 14 years (11)	9 (M) and 2 (F)
<b>Bigongiari et al.</b>	2011	Control	Typical children	12	7 – 11 years	4 (M) and 8 (F)
		Experimental	Cerebral palsy diplegic spastic (I-III GMFCS)	12	7 – 11 years	6 (M) and 6 (F)
<b>Girolami et al.</b>	2011	Control	Typical children	9	8-11 years (11.8±2.7)	3 (M) and 6 (F)
		Experimental	Cerebral palsy hemiplegic (I–III GMFCS)	9	7.5-17 years(10.8±3.5)	2 (M) and 7 (F)
		1 Experimental	Cerebral palsy diplegic (I-II GMFCS)	9	9-16 years(13.1±2.2)	5 (M) and 4 (F)
<b>Kuo et al.</b>	2011	Control	Typical children	23	9 – 17 years (13.91±1.54)	----
		Experimental	Scoliosis	32	9 – 17 years (14.50±1.01)	----
<b>Tomita et al.</b>	2011	Control	Typical children	7	12 – 22 years (17.6±4.0)	4 (M) and 3 (F)
		Experimental	Spastic diplegic Cerebral palsy	7	12 – 22 years (17.1±3.5)	4 (M) and 3(F)
<b>Kuo et al. (Spine)</b>	2010	Control	Typical children	22	11-16 years	----
		Experimental	Scoliosis	22	11-16 years	----
<b>Girolami et al.</b>	2010	-	Typical children	10	7-16.5 years (11.3±3.02)	4 (M) and 6 (F)
<b>Prosser et al.</b>	2010	Control	Typical children	18	39.7±19.5 months	7 (M) and 9 (F)
		Experimental	Cerebral palsy diplegic or quadriplegic (I-III GMFCS)	16	63.1±23.2 months	10 (M) and 5 (F)
<b>Prosser et al.</b>	2010 (PT)	Control	Typical children	16	39.7±19.5 months	7 (M) and 9 (F)
		Experimental	Cerebral palsy diplegic or quadriplegic (II-III GMFCS)	15	63.1±23.2 months	10 (M) and 5 (F)
<b>Mahaudens et al.</b>	2010					

		-	Adolescent idiopathic scoliosis	19	15±1.4 years	19 (F)
<b>Asfalck et al.</b>	2010	Control	Pain free control	28	15.7±0.5	8 (M) and 14 (F)
		Experimental	Adolescents with nonspecific chronic low back pain	28	15.4±0.5	-
<b>Mahaudens et al.</b>	2009	Control	Typical children	13	16-17 years (16.5)	13 (F)
		Experimental	Adolescent idiopathic scoliosis	41	12-17 years (14.5)	41 (F)
<b>Bauer and Freivalds</b>	2009	-	Typical children	20	11-14 years (12.9±1.0)	10 (M) and 10 (F)
<b>Lauer and Prosser</b>	2009	Control	Typical children	10	13 – 67.5 months	3 (M) and 7 (F)
		Experimental	Cerebral palsy	5	38 – 75 months	4 (M) and 1 (F)
<b>Hong et al.</b>	2008	-	Typical children	15	6 years	15 (F)
<b>Zaino and McCoy</b>	2008	Control	Typical children	20	8 – 14 years	11 (M) and 9 (F)
		Experimental	Cerebral Palsy	20	8 – 14 years	11 (M) and 9 (F)
<b>De Graaf-Peters et al.</b>	2007	-	Typical children	13	4 to 6 months	----
<b>Hadders-Algra et al.</b>	2007	-	Cerebral Palsy	54	2 - 11 years (6.5±2.3)	28 (M) and 26 (F)
<b>Filipovic and Viskic-stalec</b>	2006	Control	Typical children	36	9 – 14 years	7 (M) and 29 (F)
		Experimental	Adolescent idiopathic scoliosis	38	9 – 14 years	4 (M) and 34 (F)
<b>Hedberg et al.</b>	2005	-	Typical children	40	1, 2, 3, 4, and 5 months	28 (M) and 12 (F)
<b>Gaudreault et al.</b>	2005	Control	Typical adolescent	10	16±3.5 years	10 (F)
		Experimental	Adolescent idiopathic scoliosis	6	14.4±2.6 years	6 (F)
<b>Mahaudens et al.</b>	2005	Control	Typical children	12	13.2±0.8 years	-
		Experimental	Adolescent idiopathic scoliosis	12	12.9±0.9 years	-
<b>Valentino et al.</b>	2005	-	Children with postural structural scoliosis	2000	-	--
<b>Stanton et al. 2004</b>	2004	Control	Control training	10	15.5±1.5	10 (M)
		Experimental	Swiss ball training	8	15.6±1.3	8 (M)
<b>Hedberg et al.</b>	2004	-	Typical children	8	29–33 days after birth (31.5)	7 (M) and 1 (F)
<b>Perret and Robert</b>	2004	Control	Typical children	3	12 – 13 years (12.9 years±0.4)	2 (M) and 1 (FM)
		Experimental	Scoliosis	13	4 – 19 years (15.19 years±2.42)	5 (M) and 8 (F)
<b>Roncesvalles et al.</b>	2004	-	Typical children	41	10 months – 10 years	----
<b>van der Heide et al.</b>	2004	-	Cerebral palsy	58	2 – 11 years	32 (M) and 26 (F)
<b>Washington et al.</b>	2004	Control	Typical children	12	8 - 10 months (278.8±20.1 days)	6 (M) and 26 (F)
		Experimental	High-risk infants	20	8 - 10 months (273.4±15.6 days)	----
<b>Benda et al.</b>	2003	-	Cerebral palsy		4 – 12 years	
<b>Odermatt et al.</b>	2003	-	Adolescent idiopathic scoliosis	11	12 – 16 years(13.2±1.2)	11 (F)
<b>Shimode et al.</b>	2003	Control	Typical children	10	11 – 19 years	10 (F)
		Experimental	Adolescent idiopathic scoliosis	38	10 – 16 years (13 years)	38 (F)
<b>van der Heide et al.</b>	2003	-	Typical children	29	2 – 11 years	10 (M) and 19 (F)
<b>Woo and Johnston</b>	2003	-	Typical children	15	8 – 10 years	6 (M) and 9 (F)
<b>Feipel et al.</b>	2002	Control	Typical children	10	14-19 years (16±2)	4 (M) and 6 (F)
		Experimental	Adolescents idiopathic scoliosis	10	11-19 years (13±2)	3 (M) and 7 (F)
<b>Johnston et al.</b>	2002	Control	Typical children	32	8 - 10 years (9.3±0.9)	15 (M) and 17 (F)
		Experimental	Developmental Coordination Disorder	32	8 - 10 years (9.3±0.9)	22 (M) and 10 (F)
<b>Brogren et al.</b>	2001	Control	Typical children	10	3 – 7 years	6 (M) and 4 (F)
		Experimental	Cerebral palsy diplegic	10	3 – 7 years	6 (M) and 4 (F)
<b>Sundermier et al.</b>	2001	-	Typical children	44	9 months-10 years	-

<b>Assaiante et al.</b>	2000	-	Prewalkers	3	-	2 (M) and 1 (F)
		-	1–4 months of walking experience	6	-	4 (M) and 2 (F)
		-	9–17 months of walking experience	6	-	4 (M) and 2 (F)
		-	Children	5	4 – 5 years	-
		-	Adults	8	-	7 (M) and 1 (F)
<b>Mooney et al.</b>	2000	-	Typical adolescent	12	11 – 16 years	2 (M) and 10 (F)
<b>Burtner et al.</b>	1999	Control	Typical children	4	1 children with 3.5 years; 11-15 years for both groups	4 (F)
		Experimental	Cerebral palsy diplegic	4		4 (F)
<b>Gram and Hasan</b>	1999	-	Idiopathic scoliosis	19	6-17 years	-
<b>Hadders-Algra et al. (B)</b>	1999	Control 1	Typical children	13	-	-
		Control 2	Pre-term	13	1.5 – 4.5 years (3)	9 (M) and 4 (F)
		Experimental	Pre-term with brain lesions	13	1.5 – 4.5 years (3)	9 (M) and 4 (F)
<b>Hadders-Algra et al. (DMCN)</b>	1999	-	Cerebral palsy	7	4, 5, 6, 8, 10, 12, 15 to 18 months	3 (M) and 4 (F)
<b>Van Der Fits et al. (PR)</b>	1999	Control	Typical children	10	4, 5, 6, 8, 10, 12, 15 to 18 months	6 (M) and 4 (F)
		Experimental	Preterm infants	12		5 (M) and 7 (F)
<b>Van Der Fits et al. (BBR)</b>	1999	-	Typical children	10	3, 4, 5 and 6 months	6 (M) and 4 (F)
<b>Van Der Fits et al. (EBR)</b>	1999	-	Typical children	10	6, 8, 10, 12, 15 and 18 months	6 (M) and 4 (F)
<b>Burtner et al.</b>	1998	Control	Typical children	7	1.7-14 years	-
		Experimental	Spastic diplegic cerebral palsy	7		-

**Table 2** – Description of procedures and measures.

Authors	Year	Activity Evaluated	Trunk Muscles Evaluated	Electrode Placement
Van Balen et al.	2015	Reaching on sitting position	Neck flexor, neck extensor, rectus abdominis, thoracic extensor, and lumbar extensor	Balen et al. 2012 According to Van
Boxum et al.	2014	Reaching on sitting position	Neck flexor, neck extensor, rectus abdominis, thoracic extensor, and lumbar extensor	-
Simon et al.	2014	Rest/Handling ventral and lateral decubitus	Cervical extensors C4 (a), Thoracic extensors at T10 (b) and sternocleidomastoid (c)	(a,b) Approximately 2 cm from the spine over the mass of paraspinal muscle, and at the muscle belly (c)
Kane & Barden	2014	Kicking a ball, stepping onto step and standing on one foot	Ipsilateral and contralateral transversus abdominis/internal oblique (a), ipsilateral and contralateral lumbar erector spinae (b) ; ipsilateral and contralateral external oblique (c).	Placed according to Marshall & Murphy, 2003(a), according to Escamilla et al.,2006 (b); according to Escamilla et al., 2006 and Marshall&Murphy, 2003 (c).
Tomita et al.	2013	Voluntary arm movement while standing	Rectus abdominis (a) and erector spinae (b)	Electrodes were placed on the midportion of the muscle belly. The electrodes were aligned along the long axis of the muscle with an interelectrode distance of 2 cm.
Harbourne et al.	2013	Sitting, reaching for toys	Lumbar paraspinals	-----
Mathews et al.	2013	Low-speed frontal impact sled tests	Sternocleidomastoid (a), cervical paraspinous (b), upper trapezius (c), erector spinae (d)	a) mid-belly b) centered along the longitudinal axis of the muscle (C5 level) c) midpoint between C7 and the acromion d) mid-belly, longitudinal axis of the muscle as the subject flexed forward at the pelvis
Cignetti et al.	2013	Sitting - continuous rotation in the frontal plane	Erector spinae (a), trapezius (b)	a) 30 mm lateral to the spinal process – L2 level b) over its cervical par
Saavedra et al.	2012	Supported sitting	Sternocleidomastoid (a), rectus abdominus (b), internal oblique (b), erector espinae C4–5, C7–8 and L3–4 (c)	According to Beith and Harrison 2004; Hedberg et al. 2005
Van Balen et al.	2012	Supported sitting	Sternocleidomastoid (a), neck extensor (b), rectus abdominis (c), thoracic extensor (d), lumbar extensor (e)	On the bellies
Yeung et al.	2012	Walking	Erector spinae (L3)	Muscle bulk tip
Kane and Barden (HMS)	2012	Kicking a ball, climbing stairs, and single leg balance	Erector spinae (a), transversus abdominis/internal oblique (b), external oblique (c)	a) Erector spine: 3 cm lateral to the spine and near the level of the iliac crest (L3-L4) b) Abdominal /internal oblique: 2 cm medial and inferior to the ASIS c) External oblique: above the ASIS at the level of the umbilicus
Bigongiari et al.	2011	Grasping and thrown ball in sitting position	Sternocleidomastoid, neck extensor (C7), thoracic extensor (T10), lumbar extensor (L3), rectus abdominis	-----
Girolami et al.	2011	Flexion and extension of the arms in standing posture	Rectusabdominus, erector spinae	Over the bellies According with Besmaijin, 1980
Kuo et al.	2011	Perturbation in standing position	Lumbar multifidus	Prominence of the muscle belly and parallel to the action line of the muscle
Tomita et al.	2011	Voluntary arm movement while standing	Rectus abdominis	Midportion of the muscle belly
Kuo et al. (Spine)	2010	Perturbation in standing position	Lumbar multifidus	Prominence of the muscle belly and parallel to the action line of the muscle
Girolami et al.	2010	Flexion and extension of the arms in standing posture	Rectus abdominus, erector spinae	Over the bellies According with Besmaijin, 1980
Prosser et al.	2010	Walking	Trapezius, erector spinae, rectus abdominis, external oblique	Abdominal muscles: according with Ng et al. (1998) Other muscles: according with SENIAM recommendations
Prosser et al. (PT)	2010	Walking	Trapezius, erector spinae, rectus abdominis, external oblique	Abdominal muscles: according with Ng et al. (1998)

				Other muscles: according with SENIAM recommendations
<b>Mahaudens et al.</b>	2010	Walking	Quadratus Lumborum (a), Erector Spinae (b)	-----
<b>Asfalck et al.</b>	2010	Sitting postures	multifidus; iliocostalis and thoracic erector spinae and transverse fibers of abdominal internal oblique and abdominal external oblique.	According to Dankaerts et al. (2006)
<b>Mahaudens et al.</b>	2009	Walking	Quadratus Lumborum (a), Erector Spinae (b)	-----
<b>Bauer and Freivalds</b>	2009	Standing with two backpacks	Trapezius , latissimus dorsi, erector spinae	Over the muscle belly in alignment with the muscle fibers
<b>Lauer e Prosser</b>	2009	Walking	Trapezius, erector spinae, rectus abdominis, external oblique	Abdominal muscles: accordgin with Ng et al. (1998) Other muscles: according with SENIAM recommendations
<b>Hong et al.</b>	2008	Treadmill walking test in 10%, 15% and 20% of the subject body weight load	Upper trapezius (a), lower trapezius (a), rectus abdominis (b)	Middle position -origin and insertion borders: a) 5 cm laterally to the spinuos process b) 2 cm laterally to the mid-line of the subject body
<b>Zaino and McCoy</b>	2008	Reach task	Erector spinae (a), rectus abdominus (b)	a) iliac crest level over the paraspinal musculature b) two finger breadths lateral to the umbilicus
<b>De Graaf-Peters et al.</b>	2007	Reaching in lying supine and sitting upright	Sternocleidomastoid, neck extensor, rectus abdominis, thoracal extensor, lumbar extensor	-----
<b>Hadders-Algra et al.</b>	2007	Reaching movements	Sternocleidomastoid, neck extensor (C7), rectus abdominis, thoracic extensor (T10), lumbar extensor (L5)	-----
<b>Filipovic and Viskic-stalec</b>	2006	Dynamic balance in different postures balance	Erector spinae	In the direction of the muscle fibers
<b>Hedberg et al.</b>	2005	Adjustments due to sudden perturbations during sitting	Rectus abdominis, lumbar extensor (a), Ssternocleidomastoideus, neck extensor (C5 to C6 level)	Over the surface a) 1cm paravertebral at the L3 to L4 level
<b>Gaudreault et al.</b>	2005	Isometric efforts in extension or ramp contractions	Multifidus at L5, Iliocostalis at L3, Longissimus at L1 and T10	On each side of the following muscles respecting muscles fibers diection.
<b>Mahaudens et al.</b>	2005	Standing and walking	Quadratus Lumborum (a), Erector Spinae (b)	-----
<b>Valentino et al.</b>	2005	Scoliosis test	Thoracic (T3-T4) and lumbar (L3-L4)	Skin electrodes on either side of the T2-T3 and L3-L4 vertebrae level
<b>Stanton et al.</b>	2004	Core stability test	Rectus abdominai (a), external oblique (b) , erector spinae (c) of the right side	a) 3 cm lateral to a point 5 cm superior to the umbilicus; b) 15cm lateral to umbilicus; c) 3 cm lateral to L3.
<b>Hedberg et al.</b>	2004	Adjustments due to sudden perturbations during sitting	Rectus abdominis, lumbar extensor (a), Ssternocleidomastoideus, neck extensor (C5 to C6 level)	Over the surface a) 1cm paravertebral at the L3 to L4 level
<b>Perret and Robert</b>	2004	Standing – with perturbation	Thoracic (T7-T10) and lumbar (L2-3) paraspinal muscle	Level of the apex of the curves, 12 mm to 15 mm lateral to the spinous processes
<b>Roncesvalles et al.</b>	2004	Backward surface translations	Paraspinals and abdominis	-----
<b>van der Heide et al.</b>	2004	Reaching	Sternocleidomastoid, neck extensor (C7 level), rectus abdominis, thoracal extensor (T10 level), lumbar extensor (L5 level)	-----
<b>Washington et al.</b>	2004	Sitting – with perturbation	Neck flexors, the rectus abdominis, neck extensors (C4 to C5 level), paraspinals (T10 level)	-----

<b>Benda et al.</b>	2003	Sitting ; standing and walking	Posterior cervical (C4), thoracic (T12) and lumbar (L3-4), adductor, abductor	Parallel to the fiber orientation According with Cram and Kasman, 1998
<b>Odermatt et al.</b>	2003	Four isometric tasks	Longissimus (a), iliocostalis (b), rectus abdominais (b) and obliquus externus abdominais (b)	a) L5 level, at both apexes (thoracic and lumbar,) and at mid-distance between the apexes, i.e. in the region where the curve changes orientation b) Near the navel and the iliac crests
<b>Shimode et al.</b>	2003	Prone position - raise the head and extend the neck on hearing a sound signal	Control group: T5, T8, T12, L2 and L5 Experimental: upper-end vertebra level, the apical vertebra level, and the lower-end vertebra level	25 mm to the left and right of the spinous process
<b>van der Heide et al.</b>	2003	Grasping a toy during sitting posture	Sternocleidomastoideus, neck extensor (C7), rectus abdominis, thoracal extensor (T10), lumbar (L5)	-----
<b>Woo and Johnston</b>	2003	Raising the arm	Rbdominis (a), internal oblique (a), erector spinae (b)	a) according with Ng et al., 1998 b)According with Basmajian and Blumenstein, 1980; Perotto, 1994
<b>Feipel et al.</b>	2002	Lateral trunk bending	Thoracic T6, T8, T10, L1, L3 and L5 (b) and over rectus abdomini (c) and obliquii (d).	Parallel to estimated muscle fibre direction over spine extensors at the levels of T6, T8, T10, L1, L3 (a) and L5 at 3 and 6 cm of the spinous processes) (b) and at 3 cm of the umbilicus (c) and 2 cm above the iliac crest (d).
<b>Johnston et al.</b>	2002	Rapid goal-directed pointing task	Internal oblique, external oblique, rectus abdominis, erector spinae	According with Basmajian & Blumenstein, 1980; Hodges, 1996; Ng, Kippers & Richardson, 1998
<b>Brogren et al.</b>	2001	Forward and backward translations in two sitting positions	Sternocleidomastoid, rectus abdominis, neck extensors, thoracic extensors, lumbar extensors,	-----
<b>Sundermier et al.</b>	2001	Standing on a force platform, translations of force plate	Paraspinals, abdominals	-----
<b>Assaiante et al.</b>	2000	Gait initiation	Paraspinals, abdominals	-----
<b>Mooney et al.</b>	2000	Strength exercise	Upper lumbar paraspinal (a), oblique (b)	a) 2 inches from midline below the lowest rib b) 2 inches from the midline and 2 inches below the rib cage
<b>Burtner et al.</b>	1999	Standing on a moveable platform	Paraspinals, abdominals	-----
<b>Gram and Hasan</b>	1999	Relaxed standing, relaxed sitting, erect sitting, writing while seated	Lower trapezius (a), multifidus (b), iliocostalis and/or longissimus muscles (c), multifidus (d)	a)2 cm of T6 b) 2 cm of L1 c) 6 cm of L1 d) 2 cm of L3
<b>Hadders-Algra et al. (B)</b>	1999	Sitting on a moveable platform	Sternocleidomastoideus, rectus abdominais, neck, thoracic and lumbar extensor	-----
<b>Hadders-Algra et al. (DMCN)</b>	1999	Lying supine, sitting semireclined (45°), sitting upright, 'long-leg' sitting (legs semiflexed)	Sternocleidomastoideus, rectus abdominais, neck, thoracic and lumbar extensor	-----
<b>Van Der Fits et al. (PR)</b>	1999	Lying supine, sitting semireclined (45°), sitting upright, 'long-leg' sitting (legs semiflexed)	Sternocleidomastoideus, lumbar extensor (L4 level), neck extensor (C7 level), rectus abdominis	-----
<b>Van Der Fits et al. (BBR)</b>	1999	Lying supine, sitting semireclined (45°), sitting upright	Sternocleidomastoideus, lumbar extensor (L4 level), neck extensor (C7 level), rectus abdominis	-----
<b>Van Der Fits et al. (EBR)</b>	1999	Sitting upright, 'long-leg' sitting	Sternocleidomastoideus, lumbar extensor (L4 level), neck extensor (C7 level), rectus abdominis	-----
<b>Burtner et al.</b>	1998	Standing on movable platform	Paraspinals for trunk extensors (a), and rectus abdominus for abdominals (b) from both sides of the body	-----

Apêndice 2: *Medidas de referência de posicionamento de eletrodos para a detecção do sinal eletromiográfico de tronco em crianças.*

**Autores:** Carolina Souza Neves da Costa; Adriana Neves dos Santos; Lívia Pessarelli Visicatto; Ana Beatriz de Oliveira; Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha

### 1. Introdução

A musculatura extensora e flexora de tronco promove tanto a movimentação como a estabilização do tronco, que são consideradas um pré-requisito para movimentos adequados de cabeça e das extremidades (Cholewicki et al., 1999). Os músculos superficiais do tronco, como eretor da espinha e grande dorsal, e os músculos superficiais do abdome, como o reto abdominal e os oblíquos externos e internos afetam a capacidade de estabilização do tronco principalmente em atividades que requerem movimentos direção-específicos e suporte de peso adicional em membros superiores ou inferiores (Barr et al., 2005). Hodges e Richardson (1997) encontraram que a musculatura extensora de tronco e abdominal contraem de forma antecipatória às movimentações de flexão, extensão e abdução de quadril. Além disso, estudos demonstraram que crianças com alterações neuromotoras apresentaram déficits nesses ajustes antecipatórios, com consequentes modificações na capacidade de executar atividades funcionais (Prosser et al., 2010; Tomita et al., 2013).

Considerando a relevância da musculatura extensora e flexora de tronco para a execução de atividades funcionais (Barr et al., 2005) e os avanços tecnológicos ocorridos recentemente na aquisição de sinais eletromiográficos (Benda et al., 2003); houve um aumento de estudos que avaliaram a ativação desta musculatura em crianças. Tais estudos envolvem diferentes atividades funcionais como marcha (Prosser et al., 2010; Yeung et al., 2012) e alcance manual (van der Heide et al., 2003; Bigongiari et al., 2011). No entanto, um estudo prévio de revisão de literatura sobre o posicionamento de eletrodos para a musculatura de tronco e abdominal em crianças, demonstrou que não há uma padronização para o mesmo entre os diferentes estudos (dos Santos et al., 2014, *submetido*). A falta de padronização no posicionamento dos eletrodos torna difícil a comparação entre os resultados encontrados nos diferentes estudos, assim como a definição de parâmetros eletromiográficos para a população infantil. Além disso, o posicionamento dos eletrodos para a obtenção do sinal eletromiográfico repercute de forma direta nas características deste sinal, sendo a sua relevância descrita em estudos anteriores para tronco (Swinnen et al., 2012; Armijo-Olivo et al., 2007), membros inferiores (Campanini et al., 2007) e superiores (Mercer et al., 2006).



O posicionamento de eletrodos mais comumente utilizado para os músculos eretores de espinha em crianças foi o recomendado pelo SENIAM (dos Santos et al., 2014, APÊNDICE I). De acordo com o SENIAM, para os músculos multifídios, os eletrodos devem ser posicionados cerca de 2 a 3 cm da linha média, no nível do processo espinhoso de L5; enquanto que para os músculos longuíssimo do dorso e iliocostal, os eletrodos devem ser posicionados, respectivamente, 2 e 1 dedos lateralmente ao processo espinhoso de L1 e L2 (Hermens et al., 2000). Por sua vez, para o músculo reto abdominal, o posicionamento de eletrodo mais comumente utilizado em estudos com crianças (dos Santos et al., 2014, *submetido*) foi 1 cm acima do umbigo e 2 cm lateralmente a linha média (Ng et al., 1998). Tais autores consideram essas medidas como as mais adequadas para posicionar os eletrodos nos respectivos ventres muscular.

Considerando que crianças estão em processo de crescimento e desenvolvimento de suas estruturas corporais e que a musculatura de tronco é formada por músculos estreitos; o posicionamento de eletrodos com medidas fixas, em centímetros, pode ser equivocado, ou seja, os eletrodos podem ser posicionados fora do ventre muscular. Isto pode ocorrer especialmente em crianças mais novas que possuem medidas antropométricas menores.

Desta forma, este estudo teve como objetivos: 1) verificar se a distância obtida entre o ventre muscular dos músculos eretor da espinha e reto abdominal e pontos anatômicos específicos seria diferente em crianças de diferentes faixas etárias; b) definir e estabelecer o posicionamento dos eletrodos dos músculos eretor de espinha e reto abdominal em relação a referências anatômicas e verificar se as medidas normalizadas seriam diferentes em crianças de diferentes faixas etárias; c) caracterizar o sinal eletromiográfico dos músculos eretor da espinha e reto abdominal em crianças de diferentes faixas etárias e entre os dois hemisférios corporais durante as atividades de abdominal e extensão do tronco considerando o novo posicionamento de eletrodos sugerido no presente estudo.

As hipóteses levantadas foram: 1) a distância, em centímetros, obtida entre o ventre muscular dos músculos eretor da espinha e reto abdominal e pontos anatômicos específicos seria diferente em crianças de diferentes faixas etárias, com maiores distâncias sendo observadas conforme a idade aumenta; b) as medidas normalizadas entre pontos anatômicos específicos obtidas com o novo posicionamento de eletrodos sugerido no presente estudo não seriam diferentes em crianças de diferentes faixas etárias.

De acordo com estudos prévios, identificou-se que não há diferenças na atividade muscular (Root Mean Square –RMS) de tronco e abdominais entre crianças da faixa etária de

5 a 12 anos (Assaiante, Wollacotte & Amblard, 2000; Sundermier et al., 2001; Heide et al., 2003). Espera-se, assim, que com o novo posicionamento de eletrodos sugerido essa não diferença entre faixas etárias se mantenha e seja comparável com as medidas recomendadas pela SENIAM.

Acredita-se que a definição do posicionamento de eletrodos de tronco em relação a pontos anatômicos, considerando-se as características individuais de cada criança, será relevante, à medida que permitirá o estabelecimento de medidas de referência de posicionamento de eletrodos para a detecção do sinal eletromiográfico para a população infantil.

## **2. MÉTODOS**

### **2.1 Desenho experimental**

Este estudo caracteriza-se como um estudo transversal, de natureza aplicada, comparativo e descritivo. Este estudo recebeu aprovação do Comitê de Ética da instituição local.

### **2.2 Participantes**

48 crianças saudáveis foram convidadas para participar do estudo. No final, a amostra não-probabilística de 37 crianças saudáveis, de ambos os sexos (17 masculino e 20 feminino), com idade entre 5 e 12 anos (média=8,5 anos; desvio padrão=2,6 anos); peso (média= 36,3 Kg; desvio padrão= 12,4 Kg) e altura (média= 130,3 cm; desvio padrão= 34,4 cm) adequados para a idade, participaram do estudo. Para a realização do estudo, os critérios de inclusão foram: a) peso e altura adequados para a idade; b) assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido pelos responsáveis pela criança. Os critérios de exclusão foram: a) ausência de comprometimento mental que incapacitasse a compreensão dos comandos dados; b) ausência de alterações musculoesqueléticas, neurológicas e cardíacas; c) realização de atividades esportivas de forma regular, ou seja, superior a quatro vezes por semana. As crianças foram divididas em quatro faixas etárias: 5-6 anos (10), 7-8 anos (8), 9-10 anos (11) e 11-12 (8) anos. A avaliação de cada criança foi realizada em um único dia.

### **2.3 Procedimentos**

As escolas e os pais das crianças foram contatos e a autorização para participação no estudo foi solicitada. O presente estudo foi dividido em três etapas, a seguir:

:

### ***2.3.1 Etapa 1 – Comparação das distâncias obtidas entre medidas antropométricas e o ventre muscular em crianças de diferentes faixas etárias***

Foram coletados dados referentes ao peso, altura e idade das crianças. Após, foram realizadas demarcações em pontos anatômicos específicos os quais foram: a) processo espinhoso da vértebra torácica 8 (T8); b) processo espinhoso da vértebra lombar 1 (L1); c) metade da distância entre as espinha ilíacas ântero-superiores na altura da cicatriz umbilical.

Posteriormente, foi realizado um teste de palpação sobre o ventre dos músculos eretor da espinha, nos níveis T8 e L1, e do músculo reto abdominal, uma vez que o ventre muscular é considerado como a localização ideal para a colocação de eletrodos segundo normas do SENIAM (referencia). A palpação dos músculos eretor da espinha e reto abdominal foi realizada, respectivamente, durante as atividades de flexão de tronco em supino com os joelhos em flexão de 70° e a atividade de extensão da coluna em prono com elevação dos membros superiores e inferiores estendidos. Durante a execução destas atividades, os músculos alvo foram palpados e foi demarcado sob o ventre de cada músculo o ponto de maior proeminência durante a contração muscular.

Foi realizada, então, uma medição das seguintes distâncias: a) distância entre o processo espinhoso de T8 ao ponto de proeminência do músculo eretor da espinha no nível de T8 obtido por palpação; b) distância entre o processo espinhoso de L1 ao ponto de proeminência do músculo eretor da espinha no nível de L1 obtido por palpação; c) distância entre a ½ da distância entre as EIAs na altura da cicatriz umbilical ao ponto de proeminência do músculo reto abdominal obtido por palpação. Foi realizada uma comparação entre estas distâncias para as quatro faixas etárias.

### ***2.3.2 Etapa 2 – Definição e estabelecimento do posicionamento dos eletrodos dos músculos eretor de espinha e reto abdominal em relação as referências anatômicas individuais e comparação das medidas obtidas em crianças de diferentes faixas etárias***

Para definição das medidas anatômicas, foram definidos e demarcados pontos anatômicos específicos, constituídos por proeminências ósseas de fácil acesso e localização. As proeminências ósseas utilizadas foram: espinhas ilíacas ântero-superior e pósterio-superior direita e esquerda, processo espinhoso de T8 e L1, ângulo inferior da escápula direito e esquerdo. Após a demarcação destas proeminências ósseas, foram determinados pontos que representassem o ponto mediano do corpo e o ponto médio da região do abdome. Os pontos

medianos do corpo do hemisfério direito e esquerdo foram definidos como  $\frac{1}{2}$  da distância entre as espinhas ilíacas ântero-superior e pósterio-superior direita e esquerda, respectivamente; enquanto que o ponto médio da região do abdome foi definido como  $\frac{1}{2}$  da distância entre as espinhas ilíacas ântero-superiores direita e esquerda. Posteriormente, foram definidas as distâncias entre o ângulo inferior da escápula direito e esquerdo e o processo espinhoso de T8, definida como total da torácica direita e esquerda; entre o ponto mediano de cada hemisfério corporal e o processo espinhoso de L1, definida como total da lombar direita e esquerda; e entre o ponto mediano de cada hemisfério corporal e o ponto médio da região do abdome, definida como total abdominal direita e esquerda.

Além da obtenção das medidas anatômicas; foi realizada a palpação dos músculos eretor da espinha no nível T8 e L1 e reto abdominal, como descrito na etapa 1 deste estudo. Nesta etapa, também foram aferidas as seguintes distâncias: a) distância entre o processo espinhoso de T8 ao ponto de proeminência do músculo eretor da espinha direito e esquerdo no nível de T8 obtido por palpação, definida como distância torácica direita e esquerda; b) distância entre o processo espinhoso de L1 ao ponto de proeminência do músculo eretor da espinha direito e esquerdo no nível de L1 obtido por palpação, definida como distância lombar direita e esquerda; c) distância entre o ponto médio da região do abdome ao ponto de proeminência do músculo reto abdominal direito e esquerdo obtido por palpação, definida como distância abdominal direita e esquerda.

O posicionamento dos eletrodos para os músculos eretor da espinha nível T8 e L1 e reto abdominal foi, então, determinado como o valor em porcentagem das seguintes medidas: a) porcentagem entre a distância torácica direita e esquerda em relação à medida total da torácica direita e esquerda, para determinação do posicionamento do eletrodo do músculo eretor da espinha no nível de T8; b) porcentagem da distância lombar direita e esquerda em relação à medida total da lombar direita e esquerda, para determinação do posicionamento do eletrodo do músculo eretor da espinha no nível de L1; c) porcentagem da distância abdominal direita e esquerda em relação à medida total abdominal direita e esquerda, para determinação do posicionamento do eletrodo do músculo reto abdominal .

Para obtenção das porcentagens utilizadas como referência do posicionamento do eletrodo de cada músculo estudado, foi considerado o valor médio da porcentagem obtida de todas as crianças avaliadas. Com a finalidade de verificar se o valor médio das porcentagens seria influenciado pela idade, foi realizada uma análise de comparação das porcentagens obtidas em quatro faixas etárias: 5-6 anos, 7-8 anos, 9-10 anos e 11-12 anos.

### **2.3.3 Etapa 3 – Caracterização do Rms dos músculos eretor da espinha no nível T8 e L1 e reto abdominal durante as atividades de abdominal e mata borrão**

Para definição das medidas anatômicas, foram definidos e demarcados os seguintes pontos ósseos: espinhas ilíacas ântero-superior e pósterio-superior direita e esquerda, processo espinhoso de T8 e L1, ângulo inferior da escápula direito e esquerdo. Foram determinados os pontos medianos do corpo do hemisfério direito e esquerdo, representados pela  $\frac{1}{2}$  da distância entre as espinhas ilíacas ântero-superior e pósterio-superior direita e esquerda, respectivamente; e o ponto médio da região do abdome, definido como  $\frac{1}{2}$  da distância entre as espinhas ilíacas ântero-superiores direita e esquerda. Posteriormente, foram definidas as distâncias entre o ângulo inferior da escápula direito e esquerdo e o processo espinhoso de T8, entre o ponto mediano de cada hemisfério corporal e o processo espinhoso de L1 e entre o ponto mediano de cada hemisfério corporal e o ponto médio da região do abdome. Estas medidas foram utilizadas para o posicionamento posterior dos eletrodos.

Após a obtenção das medidas anatômicas, foi realizada a análise eletromiográfica dos músculos eretores da espinha no nível T8 e L1 e reto abdominal, durante a realização das atividades de abdominal e de extensão de tronco. A aquisição dos sinais eletromiográficos foi realizada com um eletromiógrafo portátil de 16 canais (Myomonitor® IV, DelSys®, Boston, USA) (FAPESP-2011/20942-5). Eletrodos passivos combinados a um pré-amplificador simples diferencial (Myomonitor® IV, Delsys®, Bosto, USA), com ganho definido em 1000, banda de frequência de 10-500 Hz, resolução de 16-bits e ruído de 1.2  $\mu$ V(RMS) foram utilizados. A frequência de coleta foi de 2000Hz.

Com a finalidade de reduzir a impedância tecidual, a pele foi previamente friccionada com algodão embebido em álcool a 70%, para assepsia. Os eletrodos foram fixados à pele com adesivo próprio para o equipamento; disponibilizados paralelos à orientação da fibra muscular e sobre o ventre muscular (Van der Salm et al., 2005). O posicionamento dos eletrodos de acordo com os músculos foi um dado obtido na etapa 2 e está descrito na Tabela 1.

**Tabela 1.** Posicionamento dos eletrodos de acordo com o músculo avaliado.

<b>Músculo</b>	<b>Posicionamento</b>	<b>Sigla</b>
Reto Abdominal	28% da medida da distância de 50% da medida entre as espinhas ilíaca anterosuperior direita e esquerda	RA
Eretores de Espinha T8	32% da medida da distância entre o ângulo inferior da escápula e T8	ET

---

Eretor de Espinha L1	20% da medida da distância entre a perpendicular de 50% da medida entre as espinhas anterossuperior e pósterio-superiore L1	EL
-------------------------	--	----

---

Após colocação dos eletrodos as crianças realizaram duas atividades. Na primeira atividade a criança deveria realizar o exercício de abdominal. Neste, a criança foi posicionada na postura supina com os joelhos flexionados a 70° e realizou o movimento de flexão anterior de tronco. Na segunda atividade, a criança realizou o exercício de extensão de tronco. Neste, a criança foi inicialmente posicionada na postura prona, com os membros inferiores e superiores em extensão. Posteriormente, a criança deveria elevar os membros superiores e inferiores até retirar os cotovelos e os joelhos do contato com o colchonete. Para ambas as atividades, a criança deveria permanecer na posição de contração do músculo por 10 segundos. Foram realizadas três tentativas para cada atividade. A média dos valores de cada criança foi considerada para análise.

Os sinais eletromiográficos foram avaliados em ambiente *Matlab 7.1*, utilizando rotinas específicas elaboradas para o presente trabalho. Posteriormente a coleta, os dados brutos foram retificados e filtrados por meio de um filtro Butterworth passa-baixa de 4ª ordem. Os dados foram suavizados a partir de um ponto de corte alto de 500Hz e um baixo de 10Hz.

Os dados de referência (linha de base) foram coletados previamente ao início dos testes. Com esta finalidade, as crianças foram posicionadas na postura supina e permaneceram na mesma por 10 segundos. Foram realizadas duas tentativas e a tentativa com a menor atividade muscular foi selecionada para o processamento dos dados (Prosser et al., 2010).

Para avaliar a atividade muscular foi utilizado como variável o valor da raiz quadrada da média (*Root Mean Square – RMS*) de cada músculo analisado. Esta variável descreve a quantidade de energia muscular gasta para a realização de um movimento no domínio do tempo. Considera-se que uma maior RMS representa um maior gasto de energia para a realização do movimento. Os valores gerados pela RMS foram normalizados pelo valor máximo da amplitude de cada músculo durante as atividades de abdominal e de extensão do tronco (Soderberg e Knutson, 2000; Yarosh et al., 2004).

### ***Análise Estatística***

Inicialmente foi realizada uma análise descritiva das variáveis estudadas, por meio da média e do desvio padrão. A normalidade e homogeneidade de variâncias foram verificadas, respectivamente, por meio dos testes de *Shapiro-Wilk* e *Levene*. As variáveis em porcentagem foram transformadas utilizando a seguinte fórmula  $\arcsin(\sqrt{\text{porcentagem}/100})$ . Os valores de *outliers* foram excluídos da amostra.

Para a comparação entre as crianças de diferentes faixas etárias foi aplicado o teste de *Kruskal-Wallis*. Considerando-se a comparação nas diferentes faixas etárias entre os hemisférios corporais direito e esquerdo, foi utilizado o teste *Wilcoxon*. Foi considerado um nível de significância de  $p < 0,05$ . Caso alguma diferença fosse detectada entre as quatro faixas etárias, foi aplicado o teste de *Mann-Withney*. A correção de Bonferroni foi aplicada para as comparações múltiplas, sendo considerado um nível de significância de  $p < 0,008$ .

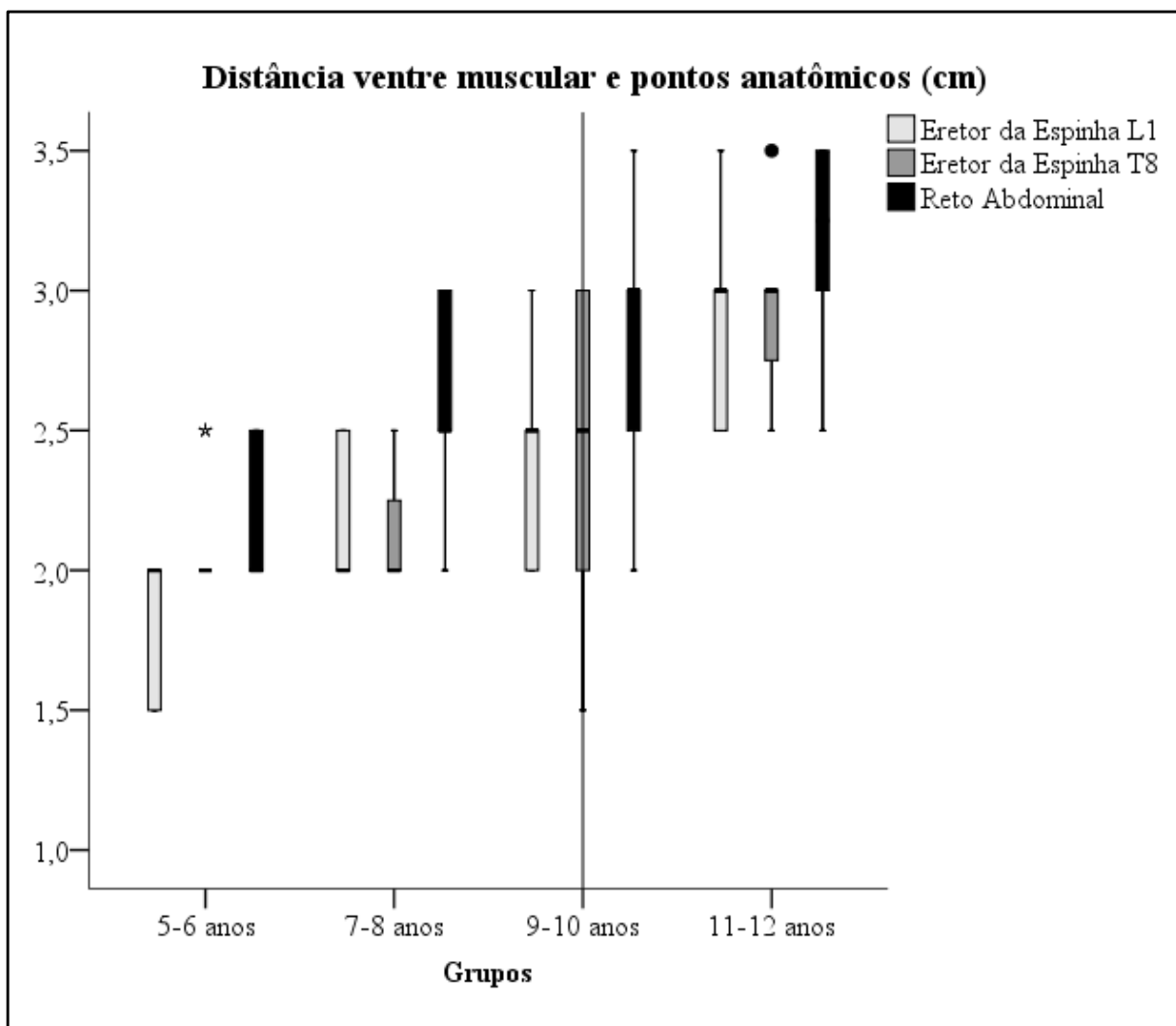
Com o intuito de verificar se as medidas antropométricas estabelecidas representavam a melhor medida antropométrica, foi realizada uma análise de correlação entre as medidas antropométricas e o local de posicionamento do ventre muscular obtido por palpação. Foi realizada uma correlação de *Spearman*, sendo considerado um nível de significância de  $p < 0,05$ . Foram consideradas como correlação alta valores de  $r$  acima de 0,7, moderada entre 0,6-0,7 e baixa abaixo de 0,6 (Dancey & Reidy, 2005).

Dancey & Reidy (2005),

## **RESULTADOS**

### ***Etapa 1 – Comparação das distâncias obtidas entre medidas antropométricas e o ventre muscular entre crianças de diferentes faixas etárias***

Por meio da análise de comparação entre as diferentes faixas etárias, pode-se observar que a distância entre o ventre muscular e os pontos ósseos pré-determinados aumentou na medida em que houve um aumento da idade para os músculos eretor da espinha nível T8 ( $H(3) = 16.996$ ,  $P = 0.001$ ) e L1 ( $H(3) = 22.159$ ,  $P < 0.001$ ), e reto abdominal ( $H(3) = 18.625$ ,  $P < 0.001$ ). As comparações par a par permitiram verificar que as crianças com 5-6 anos de idade apresentaram menores valores do que as crianças de 9-10 anos para os músculos eretor da espinha nível L1 ( $U = 17.500$ ,  $P = 0.006$ ) e reto abdominal ( $U = 13.000$ ,  $P = 0.002$ ), e do que as crianças de 11-12 anos para os músculos eretor da espinha nível L1 ( $U = 0.000$ ,  $P < 0.001$ ) e T8 ( $U = 2.000$ ,  $P < 0.001$ ) e reto abdominal ( $U = 2.000$ ,  $P < 0.001$ ). Também foi possível verificar que as crianças com 7-8 anos de idade apresentaram menores valores do que as crianças de 11-12 anos para o músculo eretor da espinha nível L1 ( $U = 4.500$ ,  $P = 0.002$ ) e T8 ( $U = 2.000$ ,  $P = 0.001$ ). Os dados estão representados na Tabela 2 e na Figura 3.



**Figura 3** - Distância entre o ventre muscular dos músculos eretor da espinha T8 e L1 e reto abdominal e os pontos ósseos pré-determinados, nas quatro faixas etárias estudadas.



**Tabela 2** - Distância entre o ventre muscular dos músculos eretor da espinha T8 e L1 e reto abdominal e os pontos ósseos pré-determinados, nas quatro faixas etárias estudadas.

Grupo	Músculo	Média (Desvio Padrão) em cm	Mínimo-Máximo (cm)
5-6 anos	Eretor da espinha L1	1.8(±0.24)	1.5 – 2.0
	Eretor da Espinha T8	2.1(±0.21)	2.0 – 2.5
	Reto Abdominal	2.2(±0.26)	2.0 – 2.5
7-8 anos	Eretor da espinha L1	2.2(±0.26)	2.0 – 2.5
	Eretor da Espinha T8	2.1(±0.23)	2.0 – 2.5
	Reto Abdominal	2.6(±0.35)	2.0 – 3.5
9-10 anos	Eretor da espinha L1	2.3(±0.34)	2.0 – 3.0
	Eretor da Espinha T8	2.4(±0.52)	1.5 – 3.0
	Reto Abdominal	2.9(±0.45)	2.0 – 3.5
11-12 anos	Eretor da espinha L1	2.9(±0.35)	2.5 – 3.5
	Eretor da Espinha T8	2.9(±0.32)	2.5 – 3.5
	Reto Abdominal	3.2(±0.37)	2.5 – 3.5

***Etapa 2 – Definição e estabelecimento do posicionamento dos eletrodos dos músculos eretor de espinha e reto abdominal em relação a referências anatômicas individuais e comparação das medidas obtidas em crianças de diferentes faixas etárias***

De acordo com os resultados obtidos pela análise de correlação, foi possível verificar uma correlação significativa alta entre a distância lombar direita e esquerda e medida total da lombar direita e esquerda ( $r_{s(37)} = .778$ ,  $p < 0.001$ ); assim como entre a distância abdominal direita e esquerda e medida total abdominal direita e esquerda ( $r_{s(37)} = .750$ ,  $p < 0.001$ ). Além disso, foi verificada uma correlação significativa moderada entre a distância torácica direita e esquerda e medida total da torácica direita e esquerda ( $r_{s(37)} = .686$ ,  $p < 0.001$ ).

As médias dos valores obtidos em relação às porcentagens utilizadas como referência do posicionamento do eletrodo de cada músculo estudado estão demonstradas na Tabela 3.

**Tabela 3** – Obtenção do posicionamento dos eletrodos dos músculos eretor da espinha nível T8 e L1 e reto abdominal de acordo com as características antropométricas por faixa etária. Os valores são dados em média  $\pm$  desvio padrão.

<b>Faixa Etária</b>	<b>Ventre eretor espinha L1 (cm)</b>	<b>Ventre eretor espinha T8 (cm)</b>	<b>Ventre reto abdominal (cm)</b>	<b>50% EIAS a EIPS – L1 (cm)</b>	<b>Ângulo inferior escápula – T8 (cm)</b>	<b>50% EIAS direita – esquerda (cm)</b>	<b>% L1</b>	<b>% T8</b>	<b>% reto abdominal</b>
<b>5-6 anos</b>	1,85 $\pm$ 0,2	2,1 $\pm$ 0,2	2,5 $\pm$ 0,4	9,5 $\pm$ 1,4	6,3 $\pm$ 0,9	8,6 $\pm$ 0,6	19,6 $\pm$ 2,4	33,6 $\pm$ 5,1	28,6 $\pm$ 5,4
<b>7-8 anos</b>	2,2 $\pm$ 0,3	2,1 $\pm$ 0,2	2,6 $\pm$ 0,3	9,9 $\pm$ 1,1	6,9 $\pm$ 0,9	9,2 $\pm$ 0,6	22,1 $\pm$ 2,0	30,8 $\pm$ 3,1	28,3 $\pm$ 3,1
<b>9-10 anos</b>	2,3 $\pm$ 0,3	2,4 $\pm$ 0,5	2,8 $\pm$ 0,5	12,1 $\pm$ 1,3	8,3 $\pm$ 1,25	10,4 $\pm$ 1,5	19,0 $\pm$ 3,1	29,0 $\pm$ 4,9*	27,7 $\pm$ 5,2
<b>11-12 anos</b>	2,9 $\pm$ 0,4	3 $\pm$ 0,3	3,5 $\pm$ 3,1	13,6 $\pm$ 1,0	8,3 $\pm$ 1,2	11,2 $\pm$ 1,2	21,7 $\pm$ 2,8	36,4 $\pm$ 5,1*	28,2 $\pm$ 2,2
<b>Total</b>							20,4 $\pm$ 2,8	32,6 $\pm$ 5,4	28,2 $\pm$ 4,1

Para o músculo eretor da espinha no nível T8 ficou definido que o posicionamento do eletrodo seria aproximadamente 32% da medida total da torácica direita e esquerda. Para o músculo eretor da espinha nível L1 foi encontrado que a medida do local de posicionamento do eletrodo seria 20% da medida total da lombar direita e esquerda. Para o músculo reto abdominal foi encontrado que a medida de posicionamento do eletrodo seria 28% da medida total abdominal direita e esquerda (Tabela 1). As medidas obtidas de acordo com as faixas etárias, assim como a medida final obtida estão representadas na Tabela 3.

De acordo com os resultados encontrados no presente estudo, não foi verificada diferença significativa para as porcentagens de posicionamento obtidas entre as diferentes faixas etárias para os músculos eretor da espinha nível L1 ( $H(3) = 3.460$ ,  $P = 0.326$ ) e reto abdominal ( $H(3) = 3.460$ ,  $P = 0.326$ ). No entanto, foi encontrada diferença significativa para o músculo eretor da espinha nível T8 ( $H(3) = 10.615$ ,  $P = 0.014$ ). As comparações par a par permitiram verificar que as crianças com 9-10 anos de idade apresentaram menores valores do que as crianças de 11-12 anos para o músculo eretor da espinha nível T8 ( $U = 9.500$ ,  $P = 0.003$ ). Os dados estão representados na Tabela 3.

***Etapa 3 – Caracterização do RMS dos músculos eretor da espinha no nível T8 e L1 e reto abdominal durante as atividades de abdominal e mata borrão***

Segundo os resultados obtidos no presente estudo, não foi verificada diferença significativa para o RMS entre as diferentes faixas etárias para os músculos eretor da espinha nível L1 do lado direito ( $H(3) = 4.622$ ,  $P = 0.202$ ) e esquerdo ( $F(3,32) = 0.744$ ,  $P = 0.534$ ); eretor da espinha nível T8 do lado direito ( $F(3,32) = 0.620$ ,  $P = 0.607$ ) e esquerdo ( $F(3,32) = 0.686$ ,  $P = 0.567$ ); e reto abdominal do lado direito ( $F(3,32) = 1.138$ ,  $P = 0.349$ ) e esquerdo ( $H(3) = 5.685$ ,  $P = 0.128$ ).

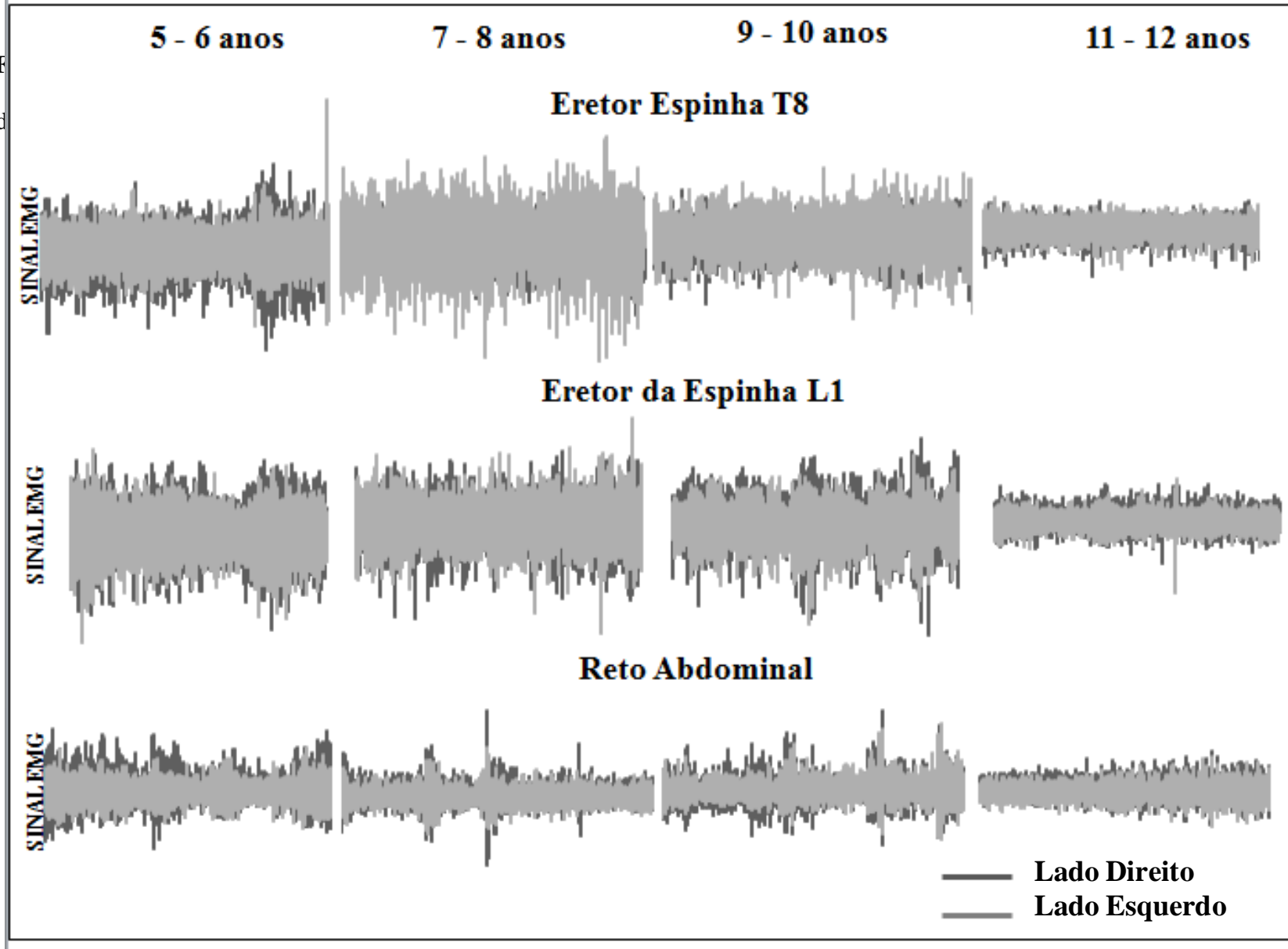
Considerando-se a comparação entre os dois hemisférios corporais, não foi encontrada diferença significativa para os músculos eretor da espinha nível L1 e reto abdominal em todos os grupos estudados ( $p > 0.05$ ). No entanto, o músculo eretor da espinha nível T8 apresentou diferença significativa entre os hemisférios corporais direito e esquerdo para os grupos 5-6 anos ( $Z = -2.366$ ,  $P = 0.018$ ), 7-8 anos ( $Z = -2.666$ ,  $P = 0.008$ ), 9-10 anos ( $Z = -2.934$ ,  $P = 0.003$ ) e 11-12 anos ( $Z = -2.547$ ,  $P = 0.011$ ).

Os dados estão representados na Tabela 4 e na Figura 4.

**Tabela 4** – Valores de RMS para os músculos eretor da espinha nível T8 e L5 e reto abdominal, de ambos os hemisférios corporais, nos quatro grupos estudados.

<b>Músculo</b>	<b>Grupo</b>	<b>Hemisfério Corporal</b>	<b>Média (desvio padrão) em %</b>	<b>Mínimo-Máximo (%)</b>
<b>Eretor Espinha T8</b>	<b>5-6 anos</b>	<b>Direito</b>	27,19 ( $\pm 2,61$ )	23,93 - 32,16
		<b>Esquerdo</b>	11,25 ( $\pm 2,73$ )	5,61 - 13,74
	<b>7-8 anos</b>	<b>Direito</b>	25,0291 ( $\pm 5,84$ )	17,30 - 34,29
		<b>Esquerdo</b>	10,43 ( $\pm 2,10$ )	6,48 - 13,35
	<b>9-10 anos</b>	<b>Direito</b>	23,91 ( $\pm 5,32$ )	15,61 - 30,92
		<b>Esquerdo</b>	11,70 ( $\pm 2,40$ )	7,82 - 15,08
	<b>11-12 anos</b>	<b>Direito</b>	23,45 ( $\pm 8,10$ )	6,03 - 34,17
		<b>Esquerdo</b>	10,36 ( $\pm 2,62$ )	5,97 - 13,39
<b>Eretor Espinha L1</b>	<b>5-6 anos</b>	<b>Direito</b>	26,99 ( $\pm 7,83$ )	14,63 - 34,68
		<b>Esquerdo</b>	28,50 ( $\pm 6,20$ )	18,87 - 36,95
	<b>7-8 anos</b>	<b>Direito</b>	28,17 ( $\pm 2,61$ )	24,81 - 31,18
		<b>Esquerdo</b>	29,94 ( $\pm 3,44$ )	24,60 - 35,18
	<b>9-10 anos</b>	<b>Direito</b>	25,90 ( $\pm 3,80$ )	21,89 - 32,68
		<b>Esquerdo</b>	26,89 ( $\pm 7,68$ )	11,11 - 38,48
	<b>11-12 anos</b>	<b>Direito</b>	28,83 ( $\pm 9,46$ )	6,42 - 36,35
		<b>Esquerdo</b>	25,11 ( $\pm 9,69$ )	7,21 - 35,83
<b>Reto Abdominal</b>	<b>5-6 anos</b>	<b>Direito</b>	23,30 ( $\pm 8,30$ )	6,25 - 31,52
		<b>Esquerdo</b>	26,30 ( $\pm 3,38$ )	21,50 - 30,55
	<b>7-8 anos</b>	<b>Direito</b>	18,80 ( $\pm 7,32$ )	5,71 - 25,63
		<b>Esquerdo</b>	18,01 ( $\pm 8,50$ )	4,56 - 25,63
	<b>9-10 anos</b>	<b>Direito</b>	23,23 ( $\pm 4,42$ )	16,39 - 29,90
		<b>Esquerdo</b>	23,22 ( $\pm 4,42$ )	16,37 - 29,89
	<b>11-12 anos</b>	<b>Direito</b>	18,41 ( $\pm 9,97$ )	2,82 - 27,61
		<b>Esquerdo</b>	18,19 ( $\pm 10,33$ )	2,54 - 27,48

grupos d



## Discussão

De acordo com o objetivo inicial do presente estudo, constatou-se que a distância entre o ventre muscular dos eretores da espinha e reto abdominal e pontos anatômicos específicos se distinguiram entre diferentes faixas etárias. Essa diferença foi principalmente encontrada para o grupo de crianças mais novas (5-6 anos), obtendo valores significativamente menores que os demais grupos. Esses achados confirmam a hipótese levantada neste estudo, considerando as mudanças antropométricas advindas do crescimento físico entre as faixas etárias estudadas.

Segundo um levantamento realizado no *National Health Nutrition Examination* (NHANES) e na *Identification and Prevention of Dietary – and Lifestyle Induced Health Effects in Children and Infants* (IDEFICS), crianças americanas e européias possuem um aumento abrupto na estatura, perímetro e comprimento de tronco entre 7 e 10 anos de idade (McDowell et al., 2009; Nagy et al., 2014). Além disso, o ritmo de crescimento pode ser afetado pela diferença entre os gêneros, status sócio-econômico e nutricional e ainda, qualquer condição genética, ortopédica, neurológica, degenerativa e/ou relacionadas ao metabolismo (Godoy et al., 2005). Desta maneira, simplificarmente seguir a mesma medida padronizada pela SENIAM pode acarretar erros de colocação de eletrodos, principalmente quando se avalia crianças com uma faixa etária muito variável e adultos.

Interessante observar que esse cuidado antropométrico de colocação de eletrodos parece ter sido um fator importante nos estudos que avaliaram lactentes entre 4 e 18 meses de idade. Cignetti et al. (2013) utilizaram a medida de 30mm do processo espinhoso de L1-L2 para colocação de eletrodos nos paravertebrais de lactentes de 6 a 30 meses de idade. Hedberg et al. (2003; 2004) utilizaram apenas 1 centímetro do processo espinho de L3-L4 para a extração de dados eletromiográficos em troncos de lactentes de até 5 meses de idade. Enquanto que Van Balen et al. (2012) descreveram que optou pela colocação com parâmetro visual da “barriga” dos músculos paravertebrais. No entanto, é importante salientar que a maioria dos estudos com crianças a partir de 5 anos não parece possuir a mesma preocupação, visto que a maioria desses seguem a recomendação da SENIAM dada para adultos. Além disso, nenhum desses estudos sugere uma nova proposta de colocação de eletrodos além da percepção visual e modificação de medida.

O estudo presente baseia-se nas referências anatômicas com intuito de anular as diferenças antropométricas entre diferentes faixas etárias e tipo físico. Interessante observar que ao aplicar o método proposto, não foi verificada diferença significativa para

as porcentagens de posicionamento obtidas entre as diferentes faixas etárias para os músculos eretor da espinha nível L1 e reto abdominal. Dessa maneira, confirmamos a segunda hipótese do presente estudo que as medidas obtidas com o posicionamento de eletrodos sugerido no presente estudo não seriam diferentes entre crianças de diferentes faixas etárias, tanto para eretores em nível de L1, como para reto abdominal. Entretanto, foi constatada diferença de medidas entre os grupos 9-10 e 11-12 anos para o eretores em nível de T8. Acreditamos que essa diferença teria sido mantida pela grande variabilidade de medidas entre o processo T8 e o ventre muscular dos eretores espinhais. Essa variabilidade pode ser um reflexo da dificuldade de palpação do próprio processo espinhoso T8, juntamente com a grande variabilidade de altura das crianças entre 9-11 anos. De acordo com Cristensen et al. (2002), foi evidenciada uma fraca concordância intra-observador na localização das vértebras torácicas, porém uma alta concordância na palpação do ventre muscular dos eretores espinhais nessa região. Embora a medida de distância entre a espinha torácica e o ângulo inferior tenha alta confiabilidade intra-indivíduos (Da Costa et al., 2010), essa medida pode ser influenciada pelo tamanho da escápula. Segundo von Schroeder et al. (2001), o tamanho da escápula pode ser afetado tanto pela altura como pelo gênero, indivíduos do gênero masculino e com alta estatura possuem escápulas significativamente maiores e mais largas do que mulheres de estatura mais baixas. Em relação ao presente estudo, obtivemos crianças dentro da faixa etária entre 9-11 anos com uma alta variabilidade de alturas e tipo físico; tais fatores relacionados ao tamanho da escápula podem ter influenciado a medida de 32% que consideramos para a localização de eretores torácicos. Dessa maneira, salientamos a importância de se propor novos parâmetros de medidas normalizadas com o tamanho da escápula para os eretores torácicos. No entanto, recomendamos o método proposto, porém com a ressalva de que se deve confirmar visualmente a localização do ventre muscular dos eretores torácicos.

No presente estudo, não foi verificada diferença significativa para o RMS entre as diferentes faixas etárias para os músculos eretor da espinha nível L1 do lado direito e esquerdo; eretor da espinha nível T8 do lado direito e esquerdo; e reto abdominal do lado direito e esquerdo confirmando a hipótese proposta. A comparação com demais estudos torna-se difícil, visto que não há outros estudos que analisem a ativação muscular nas atividades de similar complexidade na população infantil. No entanto, levando em consideração outras atividades como controle reativo da postura em pé, marcha e alcance em estudos anteriores (Assaiante, Wollacotte & Amblard, 2000; van der Heide et al. 2003;

Sundermier et al., 2001), não foram encontrados diferenças no nível de ativação, por meio da RMS, entre crianças da mesma faixa etária do presente estudo. Nesses estudos, a não diferença significativa quanto ao nível de ativação entre as faixas etárias do presente estudo possivelmente pode ser devido ao fato do desenvolvimento do tronco perpassa pelo período de aquisição de controle de cabeça (1-4 meses), alcance (4-6 meses), sentar (7-11 meses), marcha (11-18 meses) e corrida (2-4 anos). Acredita-se assim, que as crianças da faixa etária estudada no presente estudo possuem o controle de tronco suficiente para a realização das atividades requeridas. Além disso, seria interessante que futuros estudos investiguem o método de colocação de eletrodos proposto em atividades com maiores demandas biomecânicas que diferenciem, em termos de ativação muscular, os grupos das faixas etárias estudadas.

Considerando a comparação entre os hemisférios corporais, foi encontrada diferença no RMS entre os lados direito e esquerdo apenas para os músculos eretores torácicos em todas as faixas etárias. De acordo com Mannion et al. (2008), a evidência de certa assimetria em relação ao nível de ativação dos músculos do tronco em indivíduos típicos são comuns e devem ser interpretados com cautela, visto que a assimetria pode ser uma estratégia individual ao executar a tarefa requerida. Além disso, pela entrevista, a maioria das crianças tinha uma vida sedentária e sem exercícios periódicos, sendo tais atividades executadas consideradas como um desafio novo para as crianças. Sabe-se que quanto menor o tempo de experiência em exercícios de estabilização de tronco, maior é assimetria de ativação muscular encontrada nos músculos do tronco (Rossi et al., 2014). Além disso, a dominância e preferência manual das crianças podem ter influenciado na ativação de eretores torácicos durante as atividades. Dessa maneira, as estratégias individuais, associadas à não experiência de nossas crianças com os exercícios aumentaram a demanda requerida e podem explicar a assimetria encontrada.

Conclui-se que seguir a medida padronizada pela SENIAM para colocação de eletrodos eletromiográficos nos músculos extensores e flexores de tronco pode acarretar erros de colocação de eletrodos, visto que o estudo presente constatou que a distância entre o ventre muscular e os pontos anatômicos se distinguiram entre as faixas etárias. Além disso, ao aplicar o método proposto de normalização pelas referências anatômicas anulou essas diferenças etárias tanto para abdominais quanto para eretores lombares. Para os eretores torácicos, recomendamos que o método juntamente com a confirmação visual da localização do ventre muscular sejam utilizados



Uma das limitações importantes no estudo presente foi a dificuldade de se verificar se há real diferença encontrada entre o método proposto e o método recomendado pela SENIAM, visto que principalmente em crianças mais novas e menores, a localização do método proposto no presente estudo e o método recomendado pela SENIAM se sobrepõe ou a diferença entre esses dá-se em torno de 1-2cm; sendo viável testar essas diferenças apenas com eletrodos para neonatos disponíveis no mercado para evitar o cross-talk.

## REFERÊNCIAS

- Assaiante C., Woollacott M, Amblard B. Deveoplement of Postural Adjustment during gait initiation: Kinematic and EMG analysis. *J Motor Behav* 2000; 32(2):211-226.
- Barr KP<sup>1</sup>, Griggs M, Cadby T. Lumbar stabilization: core concepts and current literature, Part 1. *Am J Phys Med Rehabil.* 2005 Jun;84(6):473-80.
- Bigongiari A<sup>1</sup>, de Andrade e Souza F, Franciulli PM, Neto Sel R, Araujo RC, Mochizuki L. Anticipatory and compensatory postural adjustments in sitting in children with cerebral palsy. *Hum Mov Sci.* 2011 Jun;30(3):648-57.
- Cholewicki J<sup>1</sup>, Juluru K, Radebold A, Panjabi MM, McGill SM. Lumbar spine stability can be augmented with an abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure. *Eur Spine J.* 1999;8(5):388-95.
- Christensen HW, Vach W, Vach K et al. Palpation of the upper thoracic spine: an observer reliability study. *J Manipulative Physiol Ther* 2002, 25:285-292.
- Da Costa BR, Armijo-Olivo S, Gadotti I, Warre S, Reid D, Magee DJ. Reliability of scapular positioning measurement procedure using palpation meter (PALM). *Physiotherapy* 2010, 59-67.
- Dancey, C & Reidy, J. *Estatística Sem Matemática para Psicologia: Usando SPSS para Windows.* Porto Alegre, Artmed (2006).
- Godoy R, Goodman E, Levins R, Leonard WR. Anthropometric variability in the USA:1971-2002. *Ann Hum Biol* 2005 Jul-Aug, 32(4):469-86.
- Hodges PW<sup>1</sup>, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther.* 1997 Feb;77(2):132-42; discussion 142-4.
- Mannion AF, Pulkovsvki N, Toma V, Sprott H. Abodminal muscle size and symmetry at rest and during abdominal hollowing exercises in healthy control subjects. *J Anat.* 2008 Aug; 213(2):173-82.
- McDowell MA, Fryar CD, Odgen CL. Anthropometric reference data for children and adults: United States, 1988-1994. *Vital Health Stat* 11 2009 Apr (249):1-68.
- Nagy P, Kovacs E, Moreno LA, Veidebaum T et al. Percentile reference values for anthropometrics body composition indices in European children from IDEFICS study. *Int J Obes* 2014 Sep, 38(2):15-25.

- Ng JK, Kippers V, Richardson CA. Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1998 Jan-Feb;38(1):51-8.
- Prosser LA<sup>1</sup>, Lee SC, Barbe MF, VanSant AF, Lauer RT. Trunk and hip muscle activity in early walkers with and without cerebral palsy--a frequency analysis. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010 Oct;20(5):851-9.
- Rossi KP, Morcelli MH, Marques NR, Hallal CZ, Gonçalves M, Laroche DP, Navega MT. Antagonist coactivation of trunk stabilizer muscles during Pilates exercises. *J Bodyw Mov Ther*. 2014 Jan;18(1):34-41.
- Sundermier L, Woollacott M, Rocesvalles N, Jensen J. The development of balance control in children: comparisons of EMG and kinetic variables and chronological and developmental groupings. *Exp Brain Res*. 2001; 136:340-350.
- Tomita H, Fukaya Y, Totsuka K, Tsukahara Y. Deficits in anticipatory inhibition of postural muscle activity associated with load release while standing in individuals with spastic diplegic cerebral palsy. *J Neurophysiol*. 2013 Apr;109(8):1996-2006.
- Van der Heide J, Otten B, van Eyken LA, Hadders-Algra M. Development of postural adjustments during reaching in sitting children. *Exp Brain Res*. 2003; 151:32-45.
- van der Heide JC, Otten E, van Eykern LA, et al. Development of postural adjustments during reaching in sitting children. *Exp Brain Res*. 2003;151:32-45.
- Von Schroeder HP, Kuper SD, Botte MJ. Osseous anatomy of the scapula. *CLin Orthop Relat Res* 2001; 383:131-9.
- Yeung EH, Chow DH, Su IY. Kinematic and electromyographic studies on unaided, unilateral and bilateral crutch walking in adolescents with spastic diplegia. *Prosthet Orthot Int*. 2012 Mar;36(1):63-70.



**ANEXOS**

## Anexo 1: Como identificar e interpretar a variabilidade no desenvolvimento motor infantil?

### Revisão

Da Costa CSN, De Campos AC, Rocha NACF. Como identificar e interpretar a variabilidade no desenvolvimento motor infantil? Temas sobre Desenvolvimento 2013; 19(105):93-101.

Artigo recebido em 29/10/2012. Aceito para publicação em 28/03/2013.

## como identificar e interpretar a variabilidade no desenvolvimento motor infantil?

carolina souza neves da costa<sup>1</sup>  
ana carolina de campos<sup>1</sup>  
nelci adriana c. ferreira rocha<sup>2</sup>

(1) Fisioterapeuta, Mestre pela Universidade Federal de São Carlos – UFSCar, São Carlos, SP.  
(2) Fisioterapeuta, Doutora pela Universidade Federal de São Carlos – UFSCar, São Carlos, SP.

Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos – UFSCar, São Carlos, SP.

### CORRESPONDÊNCIA

Caroline Souza Neves da Costa  
coste.cn@gmail.com

### RESUMO

**COMO IDENTIFICAR E INTERPRETAR A VARIABILIDADE NO DESENVOLVIMENTO MOTOR INFANTIL?** Embora muitos estudos busquem explicar a variabilidade no comportamento motor, diversos aspectos ainda permanecem não respondidos, especificamente quanto ao papel favorável e desfavorável da variabilidade do movimento ao longo do desenvolvimento motor. Dessa maneira, a presente revisão crítica visa investigar os estudos que avaliaram ou descreveram a variabilidade no desenvolvimento de habilidades motoras, considerando a variabilidade como elemento de inconsistência, meio de exploração, de adaptação e de complexidade. Entende-se que variabilidade é um componente essencial no processo de aquisição e refinamento das habilidades motoras, devendo ser estimada pelo seu significado funcional, juntamente como nível de adaptabilidade da criança às demandas da tarefa e do meio. Assim, diferentes interpretações foram discutidas e embasadas nas técnicas utilizadas para se avaliar e nas principais teorias de desenvolvimento motor.

**Descritores:** Habilidades motoras, Desenvolvimento infantil, Entropia, Dinâmica não linear.

### ABSTRACT

**HOW TO IDENTIFY AND INTERPRET VARIABILITY IN INFANT MOTOR DEVELOPMENT?** Although many researchers have proposed to explain variability in motor development, some aspects remain unanswered, specially the role of increased and decreased variability in motor skills development. The current review investigated scientific publications that assessed or described variability throughout the development of motor abilities. We found that studies attributed different roles to variability in the infant motor development. The first one considered variability as inconsistency. In the second one, it was assessed as an exploratory mechanism, in the third one, variability was focused on adaptability and in the fourth one, variability was viewed as complexity. We conclude that variability is essential to acquisition and refinement of motor skills. Interpretations of variability must be attached to its functional meaning, and be compared with the child's adaptability level to task and environment demands. Therefore, diverse understandings for variability were discussed and explained based on theoretical approach to motor behavior.

**Keywords:** Motor skills, Child development, Entropy, Nonlinear dynamics.

A variabilidade tem sido descrita como aspecto fundamental do comportamento motor humano e se refere a variações no desempenho de uma tarefa específica por um mesmo indivíduo (intraindivíduo) ou por vários indivíduos (interindivíduos), que resultam em diversidade de padrões de movimento e estratégias comportamentais observadas<sup>1,2</sup>. Tal diversidade implica variação em quantidade, amplitude ou valor dos parâmetros do movimento, bem como qualidade e capacidade de variar frente a mudanças no contexto<sup>3</sup>. No decorrer das mudanças teóricas que fundamentam o desenvolvimento motor, diferentes formas de interpretar a variabilidade têm sido levantadas.

Teóricos da maturação neurológica buscavam normalizar o desenvolvimento motor por meio da descrição dos padrões de movimento considerados normais e da sequência invariável de emergência de habilidades motoras de acordo com a idade cronológica da criança e com a maturação neurológica<sup>4</sup>. Nesse contexto, a variabilidade interindivíduos não era considerada normal, visto que essa teoria priorizava a semelhança entre os indivíduos; e a variabilidade intraindivíduo era considerada algo indesejável, representando um desvio com relação ao desenvolvimento motor típico.

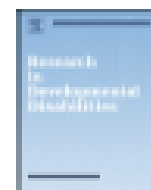
## Anexo 2: Quality and structure of variability in children during motor development: A systematic review

Research in Developmental Disabilities 34 (2013) 231–239



Contents lists available at ScienceDirect

Research in Developmental Disabilities



Review article

### Quality and structure of variability in children during motor development: A systematic review



Carolina Souza Neves da Costa <sup>\*</sup>, Mariana Vieira Batista,  
Neli Adriana Cicuto Ferreira Rocha

Department of Physiotherapy, Neuropediatric Center of UNIC, Federal University of São Carlos (UNIC), Brazil

#### ARTICLE INFO

##### Article history:

Received 16 January 2013

Received in revised form 14 May 2013

Accepted 14 May 2013

Available online

##### Keywords:

Motor control

Motor abilities

Infants

Dynamics system

#### ABSTRACT

Variability has been perceived to be beneficial to movement organization and execution, being essential to selection of movement patterns during motor development, to obtain flexible patterns and adaptability to different task demands. Human movement variability can be measured by linear and nonlinear tools. Recently, nonlinear techniques have been used successfully to give insight into motor skills control in children, and be able to discriminate pathologic and non-pathologic children. For that, this paper is the first to review systematically studies that used nonlinear measures in children. We intend to describe which mathematical tools are utilized to analyze quality and structure of variability, the factors that influence this variability and methodological procedures which are considered for its analysis, and how they are interpreted in child motor development field. A search was performed by one reviewer in relevant databases and the quality appraisal was conducted independently by two reviewers. In all, 29 articles were identified and 20 were selected for the present review. It was detected a large variation in sample characteristics and methodological issues among studies. In fact, the main importance of this review was due to the attempt to define some parameters and standardized some values for typical children and children with disabilities. It is noted that the results from nonlinear techniques depend on the task being analyzed, the age and the type of mathematical technique chosen. The presence of disability is associated to decreases in complexity and nonlinear tools were considered sensible to investigate the effectiveness of practice and intervention in typical children and children with cerebral palsy. Furthermore, future studies should be more careful in standardizing selection, recruitment and explaining missing data. Future reports also should present details of their results and limitations to contribute to experiments and helping in formulating new research questions.

© 2013 Elsevier Ltd. All rights reserved.

#### Contents

1	Introduction	2311
2	Methods	2312
2.1	Data extraction and analysis/quality appraisal	2312
3	Results and discussion	2314
3.1	Participants	2314
3.2	Procedures and measurements	2323

<sup>\*</sup> Corresponding author at: R. José Sanguinetti, 20-400, 812, São João Batista, CEP: 13515-230 São Carlos, MG, Brazil. Tel.: +55 31 3461 4465.  
E-mail address: costa.c@gmail.com (C.S.N. da Costa).