

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE MEDICINA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM SAÚDE DA CRIANÇA E  
DO ADOLESCENTE

**EFEITO DO MANUSEIO EM PONTO-CHAVE  
COTOVELO NA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA  
DOS MÚSCULOS EXTENSORES DE TRONCO EM  
CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL.**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

CAMILA GRAZZIOTIN DOS SANTOS

Porto Alegre, Brasil

2013

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE MEDICINA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM SAÚDE DA CRIANÇA E  
DO ADOLESCENTE

**EFEITO DO MANUSEIO EM PONTO-CHAVE  
COTOVELO NA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA  
DOS MÚSCULOS EXTENSORES DE TRONCO EM  
CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL.**

Camila Grazziotin dos Santos

**Orientador: Prof. Dr. Mário Bernardes Wagner**

**Co-orientadora: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Aline Pagnussat**

A apresentação desta dissertação é exigência do programa de Pós-Graduação em Saúde da Criança e do Adolescente, da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, para obtenção do título de Mestre.

Porto Alegre, Brasil

2013

### CIP - Catalogação na Publicação

Grazziotin dos Santos, Camila  
Efeito do manuseio em ponto-chave cotovelo na  
atividade eletromiográfica dos músculos extensores  
de tronco em crianças com Paralisia Cerebral / Camila  
Grazziotin dos Santos. -- 2013.  
92 f.

Orientador: Mário Bernardes Wagner.  
Coorientadora: Aline Pagnussat.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do  
Rio Grande do Sul, Faculdade de Medicina, Programa  
de Pós-Graduação em Saúde da Criança e do Adolescente,  
Porto Alegre, BR-RS, 2013.

1. Reabilitação. 2. Paralisia Cerebral. 3.  
Eletromiografia de superfície. I. Bernardes Wagner,  
Mário, orient. II. Pagnussat, Aline, coorient. III.  
Título.

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL**  
**FACULDADE DE MEDICINA**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM SAÚDE DA CRIANÇA E DO**  
**ADOLESCENTE**

ESTA DISSERTAÇÃO FOI DEFENDIDA PUBLICAMENTE EM:

**15/04/2013**

E FOI AVALIADA PELA BANCA EXAMINADORA COMPOSTA POR:

**Prof. Dr. Rudimar dos Santos Riesgo**

Programa de Pós-Graduação em Saúde da Criança e do Adolescente

Universidade Federal do Rio Grande do Sul

**Profª Drª. Eliane Castilhos Rodrigues Correa**

Universidade Federal de Santa Maria

Departamento de Fisioterapia

**Profª. Drª. Carla Skilham de Almeida**

Escola de Educação Física

Universidade Federal do Rio Grande do Sul

## **DEDICATÓRIA**

À minha amada mãe Maria Antonieta Grazziotin pela infinita dedicação e incentivo constante  
perante todos os desafios.

Ao grande amor da minha vida Ricardo Feijó, por ter me levado a caminhos mais leves e  
felizes, sendo fonte de força em todos os momentos.

À família Matos Feijó pelo acolhimento, carinho e segurança proporcionados nesta fase da  
minha vida.

À minha família que incondicionalmente está sempre ao meu lado.

## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Mário Bernardes Wagner pela paciência, compreensão e confiança para a execução desta pesquisa.

À Prof. Dr<sup>a</sup> Aline Pagnussat pelo incentivo, pela dedicação em todos os momentos e por ser constante fonte de inspiração.

Ao Prof. Gilberto Fischer por ter sido o primeiro a me receber com confiança neste caminho.

Ao Dr. Luis Garcia Alonso pela compreensão, dedicação e confiança.

Ao Dr. Michel e a AACD pela credibilidade e confiança no trabalho realizado.

À minha querida colega e amiga Anelise Simon pela paciência, dedicação e compreensão neste período.

Ao colega Rodrigo Py pelos ensinamentos, dedicação e disposição para esta pesquisa.

Às colegas Christina Dell'Áglio, Mariana Pinto e Lectícia Pasqualli pela disponibilidade e companheirismo.

À nutricionista Fernanda de Matos Feijó pelas orientações, conselhos e incentivo.

À UFRGS e ao Programa de Pós-Graduação em Saúde da Criança e do Adolescente pela oportunidade de crescimento profissional.

À Rosane Blanguer pela paciência, compreensão e dedicação em todos os momentos.

Às mães e responsáveis de todos os participantes desta pesquisa, pela disponibilidade e confiança.

*“Be not the slave of your own past. Plunge into the sublime seas, dive deep and swim far, so you shall come back with self-respect, with new power, with an advanced experience that shall explain and overlook the old.”*

***Ralph Waldo Emerson***

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi examinar os efeitos de dois manuseios por meio do ponto-chave de controle na articulação do cotovelo, de acordo com o tratamento neuroevolutivo (TND), em comparação ao repouso, na atividade eletromiográfica dos músculos extensores do tronco em crianças com paralisia cerebral (PC). O ponto-chave na articulação do cotovelo pode conduzir a facilitação da atividade muscular quando utilizado em rotação externa (RE) umeral, ou produzir a inibição, quando utilizado em rotação interna (RI) umeral, com aumento e redução do sinal eletromiográfico (EMG), respectivamente, nos músculos extensores de tronco.

Foi realizado um experimento cruzado randomizado para três seqüências de intervenções, envolvendo 40 crianças com PC. A eletromiografia (EMG) foi utilizada para mensurar a atividade muscular dos participantes, em repouso (R), durante o manuseio em RI e RE, utilizando o ponto-chave de controle na articulação do cotovelo, com o participante em sedestação. A atividade muscular foi registrada na região da quarta vértebra cervical (C4) e décima vértebra torácica (T10). Um intervalo de um minuto foi fornecido entre cada modo de manuseio. A função motora das crianças foi avaliada por meio do *Gross Motor Function System* (GMFCS).

Um modelo linear misto para análise estatística demonstrou que o manuseio em RE causou um aumento no sinal EMG dos músculos extensores do tronco nas regiões da vértebra C4 ( $P = 0,007$ ) e na vértebra T10 ( $P < 0,001$ ). Não houve diminuição na atividade muscular durante o manuseio em RI em qualquer ponto avaliado. O manuseio em RE provocou diferentes respostas no sinal EMG na região de T10, de acordo com o nível de GMFCS ( $P = 0,017$ ), provocando aumento no nível 1 e 2 e queda gradual nos níveis seguintes (3-5).



Na população deste estudo, o manuseio em RE facilitou a atividade dos músculos extensores de tronco nos níveis cervical e torácico. Por outro lado, o manuseio em RI não produziu a inibição com redução da atividade muscular, em qualquer dos segmentos analisados. Os efeitos do manuseio em RE de acordo com os níveis de classificação conforme o GMFCS deve ser futuramente explorado, com número amostral adequado para cada nível motor.

## ABSTRACT

The aim of this study was to examine the effects of two handlings through the elbow joint key point according to the neurodevelopmental treatment (NDT), compared to the rest, on the electromyographic activity of trunk extensors muscles in children with cerebral palsy (CP). Elbow key point can lead to facilitation of muscle activity when used in humeral external rotation, or inhibition when used in humeral internal rotation, would result in an increase and a decrease of EMG signal, respectively, in the trunk extensor muscles.

The experiment consisted on controlled 3-way crossover design involving 40 CP children. Electromyography (EMG) was used to measure the muscular activity at the rest (R) and during humeral internal rotation (IR) and humeral external rotation (ER) handling through the elbow joint key point, with children sitting. EMG recordings from trunk extensors muscles were performed at the fourth cervical (C4) vertebra and tenth thoracic (T10) vertebra levels. A one-minute interval for washout was provided between each mode of handling. Gross motor function was evaluated by means of the Gross Motor Function Classification System (GMFCS).

Using a linear mixed model for statistical analysis, we found that humeral ER handling caused an increase on EMG signal of trunk extensor muscles at the C4 vertebra ( $P = 0.007$ ) and T10 vertebrae ( $P < 0.001$ ). There was no decrease on muscular activity during the humeral IR handling at any evaluated point. Humeral ER handling caused different responses on EMG signal at the T10 vertebra level, according to the GMFCS level ( $P = 0.017$ ) with a gradual increase in 1-2 GMFCS levels, and a considerable drop from 3-5 GMFCS levels.

In the target population of this study, humeral ER handling facilitated the trunk's extensor muscle activity at cervical and thoracic levels. Humeral IR did not produce was not able to inhibit the muscle activity in any of the segments analyzed. Humeral ER handling

effects on GMFCS levels should be explored further with sample size more adequate for each motor level.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

### CORPO DA DISSERTAÇÃO

<b>Figura 1.</b> Sistema hierárquico para classificação dos subtipos de PC (adaptado da colaboração do SCPE, CANS, 2000). .....	23
<b>Figura 3.</b> GMFCS para faixa etária entre 6 e 12 anos (adaptado de PALISANO, 1997).....	31
<b>Figura 3.</b> GMFCS para faixa etária entre 12 e 18 anos (adaptado de PALISANO, 1997).....	32
<b>Figura 4.</b> Imagem dos pontos de colocação dos eletrodos, na região da coluna cervical (C4) e na região da coluna torácica (T10) (Fonte: o autor, 2012).....	47
<b>Figura 5.</b> Imagem da coleta de EMG durante o repouso (Fonte: o autor, 2012).....	49
<b>Figura 6 - A e B.</b> Imagem da coleta de EMG durante manuseio em ponto-chave de controle cotovelo com rotação interna de ombro (Fonte: o autor, 2012).....	50
<b>Figura 7 - A e B.</b> Imagem da coleta de EMG durante manuseio em ponto-chave de controle cotovelo e rotação externa de ombro (Fonte: o autor, 2012).....	51

### ARTIGO EM INGLÊS

<b>Figure 1.</b> Flow diagram of interventions through the controlled 3-way crossover trial.....	86
<b>Figure 2.</b> Mean values and their respective 95% confidence intervals of normalized EMG signals for three different handling interventions recorded on C4 and T10 vertebrae regions .....	87
<b>Figure 3.</b> Mean values of normalized EMG signals for three different handling interventions record on T10 vertebra region showing different response according to GMFCS level (handling-by-GMFCS interaction; P=0.017), adjusted by age .....	88

## LISTA DE TABELAS

### CORPO DA DISSERTAÇÃO

<b>Tabela 1.</b> Fisiopatologia da PC.....	28
--	----

### ARTIGO EM INGLÊS

<b>Table 1.</b> Demographics characteristics of participants .....	84
--	----

<b>Table 2.</b> Electromyographic (EMG) signals for handlings according to the Gross Motor Function Classification System (GMFCS) levels at T10 vertebra .....	85
--	----

## LISTA DE ABREVIATURAS

AACD: Associação de Assistência à Criança Deficiente

C4: Quarta vértebra cervical

CIF: Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde

EMG: Eletromiografia

GMFCS: *Gross Motor Function Classification System*

IBITA: *International Bobath Instructors Training Association*

ISEK: *International Society of Eletrophysiology and Kinesiology*

NDT: *Neurodevelopmental treatment*

PC: Paralisia cerebral

RMS: *Root mean square*

SCPE: *Reference and Training Manual of the Surveillance of Cerebral Palsy*

SENIAM: *Surface Electromyography for the Non-invasive Assessment of Muscles*

SNC: Sistema nervoso central

T10: Décima vértebra torácica

## SUMÁRIO

<b>RESUMO.....</b>	<b>7</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>9</b>
<b>LISTA DE ILUSTRAÇÕES .....</b>	<b>11</b>
<b>LISTA DE TABELAS .....</b>	<b>12</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS .....</b>	<b>13</b>
<b>1.INTRODUÇÃO .....</b>	<b>16</b>
<b>2.REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>18</b>
2.1 Perspectiva Histórica da Paralisia Cerebral.....	18
2.2 Epidemiologia.....	19
2.3 Fatores de Risco da PC.....	20
2.4 Classificação da PC .....	22
2.4.1 Diplegia Espástica .....	24
2.5 Fisiopatologia .....	25
2.6 Gross Motor Function Classification System.....	29
2.7 Tratamento Neuroevolutivo.....	33
2.7.1 Pontos-chaves de Controle .....	35
2.8 Eletromiografia de Superfície.....	37
<b>3. JUSTIFICATIVA .....</b>	<b>41</b>
<b>4. OBJETIVOS .....</b>	<b>43</b>
4.1 Objetivo Geral .....	43
4.2 Objetivos Específicos .....	43
<b>5. METODOLOGIA.....</b>	<b>44</b>
5.1 Delineamento.....	44
5.2 População do Estudo .....	44
5.3 Critérios de Inclusão e Exclusão .....	44

5.4 Tamanho de Amostra.....	45
5.5 Participantes .....	45
5.6 Procedimentos do Estudo .....	46
5.7 Coleta de Dados.....	46
5.8 Análise estatística.....	51
5.9 Considerações Éticas.....	52
<b>6. REFERÊNCIAS .....</b>	<b>53</b>
<b>7. ARTIGO EM INGLÊS .....</b>	<b>67</b>
<b>8. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>89</b>
<b>APÊNDICE A: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)</b> .....	<b>90</b>
<b>APÊNDICE B: MODELO DE ENTREVISTA INICIAL .....</b>	<b>93</b>



## **1. INTRODUÇÃO**

A paralisia cerebral (PC) é uma das deficiências mais graves e prevalentes na infância. Este termo é utilizado para descrever um grupo permanente, porém não progressivo de distúrbios da postura e movimento que resulta de um insulto no sistema nervoso central (SNC) em desenvolvimento (GIRARD et al., 2009; KOMAN; SMITH; SHILT, 2004). A PC pode estar associada à incapacidade de controle neuromuscular, ao tônus muscular atípico, à alteração no alinhamento postural e ao atraso na habilidade das aquisições neuropsicomotoras (BAX, M. et al., 2005; MORENO-DE-LUCA; LEDBETTER; MARTIN, 2012).

Nos últimos anos, a probabilidade de sobrevivência tem aumentado até mesmo entre as crianças com severos níveis de deficiência. Isso reforça a necessidade de investigar mais intensamente as técnicas de reabilitação, com o intuito de oferecer o tratamento adequado para esta população. No entanto, os efeitos benéficos da fisioterapia em crianças com PC são difíceis de comprovar. Um dos motivos é a diversidade das características sensório-motoras encontradas na PC. Além disso, a falta de uma descrição clara e detalhada dos programas de reabilitação, associada à insuficiência de instrumentos de avaliação adequados e validados, muitas vezes tornam difícil a reprodução dos resultados da investigação.

A abordagem terapêutica mais utilizada para a reabilitação da PC na infância é a terapia pelo conceito Bobath. Esse método, conhecido como "tratamento neuroevolutivo" ou "neurodevelopmental treatment" (NDT), tem por objetivo maximizar o potencial da criança, visando melhorar a competência da capacidade motora, além de prevenir as complicações osteomusculares (HOWLE, 2002; TSORLAKIS et al., 2004). O NDT é baseado em um modelo conceitual desenvolvido pelo casal Berta e Karel Bobath em 1940, o qual alcançou aceitação popular por meio de sua aprovação empírica (BOBATH, K., 1991). O conceito Bobath compreende técnicas de manejo específicas, concentrando a normalização do tônus

muscular, a melhora do alinhamento postural e a inibição de reflexos anormais através da estimulação das vias sensoriais, para incentivar a participação ativa da criança no desenvolvimento e na prática de atividades funcionais (BOBATH, B., 1967; MAYSTON, M. J., 2001).

Os pontos-chaves de controle consistem em técnicas do NDT, utilizadas para facilitação da ativação muscular ou para a inibição do tônus muscular, reflexos ou reações anormais (KNOX; EVANS, 2002; RAINE, SUE; MEADOWS; LYNCH-ELLERINGTON, 2009). O ponto-chave de controle na articulação do cotovelo em rotação interna (RI) é um manuseio inibitório, o qual provocaria a diminuição da atividade muscular (HOWLE, 2002). Pelo mesmo ponto de controle, o manuseio em rotação externa (RE) é facilitador, com a busca por um aumento da ativação da musculatura alvo (HOWLE, 2002; RAINE, SUE et al., 2009).

Apesar da utilização generalizada do NDT, os estudos utilizando o método relatam efeitos contraditórios ou inconsistentes, o que não resultou em qualquer consenso sobre a sua real eficiência (BUTLER; DARRAH, 2001; TSORLAKIS et al., 2004).

A eletromiografia de superfície (EMG) é uma técnica não-invasiva utilizada para mensurar o nível da atividade elétrica muscular através de eletrodos que recobrem uma área restrita da pele (DE LUCA, 1997). As gravações EMG durante a atividade muscular voluntária podem ser utilizadas como uma ferramenta de diagnóstico ou como um instrumento de pesquisa na área da reabilitação, especialmente em pacientes com distúrbios no sistema neuromuscular (DE LUCA, 1997; MAYSTON, M. J., 2001). Contudo, a utilização da técnica poderia contribuir para as investigações sobre os efeitos dos manuseios do conceito Bobath em crianças com PC.

## **2. REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1 Perspectiva Histórica da Paralisia Cerebral**

As antigas atribuições causais da PC eram sustentadas por associações com feitiçaria, “mau olhado”, castigo de Deus, entre outras crenças da população da época (AISEN et al., 2011).

A primeira definição da PC como entidade clínica, foi constituída pelo cirurgião ortopédico britânico William Jonh Little em 1861, o qual referia a paralisia à “ausência de movimentação” observada nos membros das crianças (AISEN et al., 2011; MORENO-DE-LUCA et al., 2012). O médico propôs pela primeira vez, a associação entre a asfixia perinatal e os distúrbios de desenvolvimento associados, e assim, em meados do século XIX, a afecção ficou conhecida como “Doença de Little”. Em 1899, o médico William Osler cunhou o termo “Paralisia Cerebral”. Passadas três décadas, o neurologista e fundador da psicanálise Sigmund Freud, através da observação de crianças com a enfermidade, propôs a atribuição da PC a várias causas potenciais, incluindo os eventos pré-natais e possíveis associações a anormalidades cerebrais das crianças (AISEN et al., 2011). Em meados de 1940, Carlson, Crothes, Deaver, Fay, Perlstein e Phelps dos Estados Unidos da América (EUA), juntamente com Mac Keith, Polani, Bax e Ingram do Little Club, no Reino Unido, fundaram a Academia Americana de Paralisia Cerebral e Medicina do Desenvolvimento, sendo os responsáveis pelas grandes mudanças no conceito e definições da PC (SANGER et al., 2003).

Em 1959, a partir do Simpósio de Oxford, Mac Keith e Polani adicionaram a denominação de encefalopatia não progressiva da infância à PC (MAC KEITH; MACKENZIE; POLANI, 1959). Em 1964, Bax adiciona a constatação do efeito no cérebro imaturo (BAX, M. C., 1964). Em 1992, Mutch e colegas definiram novamente a doença como

um grupo de síndromes motoras não-progressivas, oriundas de lesões ou anomalias nas fases iniciais de desenvolvimento cerebral (MUTCH et al., 1992; SANGER et al., 2003).

A seguir, a terminologia da desordem passou por inúmeras e relevantes variações e contribuições até a unificação do conceito, como sendo um termo genérico cobrindo um grupo de síndromes não-progressivas, mas modificáveis, com comprometimento motor secundário a lesões ou anomalias do desenvolvimento inicial do cérebro (AISEN et al., 2011; BAX, M. C., 1964; MAC KEITH et al., 1959; MUTCH et al., 1992).

Em 2004, o *International Working Group on the Definition and Classification of Cerebral Palsy*, através do workshop em Bethesda (EUA) foi definida a utilização do termo “Paralisia Cerebral”, conceituado como um grupo permanente de desordens do movimento e postura, causador de limitação da atividade, atribuído a distúrbios não-progressivos do cérebro fetal ou infantil, nos países em desenvolvimento, sendo a causa mais comum de deficiência física em crianças nos países desenvolvidos (JARVIS et al., 2003; SANGER et al., 2003).

Adicionalmente ficou constatado que os distúrbios motores estavam constantemente acompanhados de alterações sensoriais, perceptuais, cognitivas, comportamentais e de comunicação (MORENO-DE-LUCA et al., 2012; STRAUB; OBRZUT, 2009). Desde então, a definição da desordem foi expandida para além do comprometimento motor, despertando a atenção dos profissionais envolvidos para a problemática global, que envolve a PC. A unificação da definição da terminologia facilitou a linguagem entre os profissionais, pesquisadores, familiares, cuidadores e para os próprios portadores da condição.

## **2.2 Epidemiologia**

A incidência mundial da PC está estimada em 2,5 casos a cada 1.000 nascidos vivos no mundo (CAMARGO et al., 2009). No Brasil, a incidência não se diferencia, sendo

representada por 2 a 3 casos a cada 1.000 nascidos vivos (ALLEGRETTI et al.; CAMARGO et al., 2009). O Censo demográfico do ano de 2000 registrou 24,5 milhões de portadores de deficiência, dos quais 23% apresentaram deficiência motora, onde a PC está inclusa (ALLEGRETTI et al.; HIRATUKA<sup>1</sup>; MATSUKURA; PFEIFER, 2010). A estimativa de 17.000 casos novos de PC por ano comprova que os avanços na medicina e tecnologia hospitalar têm contribuído para a sobrevivência de bebês prematuros, de baixo peso, entre outras complicações, influenciando os dados epidemiológicos, provocando um aumento na frequência da moléstia (KOMAN et al., 2004). Nos EUA, estima-se que 1 milhão de crianças e de adultos tem diagnóstico de PC, demonstrando que a população adulta de portadores também tem crescido em consequência aos avanços para a sobrevivência das crianças com a doença (MORENO-DE-LUCA et al., 2012).

### **2.3 Fatores de Risco da PC**

A PC pode estar relacionada a inúmeras causas e fatores de riscos potenciais, atuando isoladamente ou de forma associada (MORENO-DE-LUCA et al., 2012). As condições mais citadas na literatura estão descritas a seguir:

- Fatores maternos e pré-natais: doenças crônicas, o uso de drogas, álcool e tabaco, doenças metabólicas (diabetes, desnutrição), aborto prévio, intervalo menor que três meses ou maior que três anos da gestação anterior, fatores genéticos e hereditários, desnutrição ou anemia grave, ciclos menstruais longos e irregulares (AISEN et al., 2011; CANS et al., 2004; FERNANDES, 2007).
- Fatores gestacionais: má-formações congênitas, gemelaridade, reposição de hormônio tireoideano ou estrógeno, hemorragias com ameaça de aborto, circulatórios (fenômenos hipóxico-isquêmicos, hipotensão), desnutrição ou

anemia grave, utilização de substâncias tóxicas (medicamentos, drogas, álcool, tabaco), exposição a fenômenos físicos (radiações, raios X), infecção intra-uterina (corioamnionite) e infecções pré-natais, eclampsia e toxemia gravídica (AISEN et al., 2011; CANS et al., 2004; FERNANDES, 2007; GIRARD et al., 2009).

- Perinatais: complicações obstétricas e mecânicas, prematuridade, pós-maturidade, baixo peso, apresentação fetal anômala, hemorragia intracraniana (peri e intraventricular), distúrbio metabólico e ácido-básico, infecção pelo canal do parto, crises epiléticas, alterações circulatórias (fenômenos hipóxico-isquêmicos, hipotensão), parto complexo e prolongado (AISEN et al., 2011; CANS et al., 2004; FERNANDES, 2007).
- Neonatais: eventos neurológicos, septicemia, hiperbilirrubinemia, meningoencefalites bacterianas e virais, distúrbio metabólico e ácido-básico, alterações circulatórias (fenômenos hipóxico-isquêmicos, hipotensão) (AISEN et al., 2011; CANS et al., 2004; FERNANDES, 2007).
- Pós-natais: síndromes epiléticas, desnutrição, traumatismo crânio-encefálico, meningoencefalites virais e bacterianas, processos vasculares e tumorais do SNC, anóxias, hipóxias, encefalopatias desmielinizantes (pós-vacinais ou pós-infecciosas), intoxicações (produtos químicos e drogas) (AISEN et al., 2011; CANS et al., 2004; FERNANDES, 2007).

## 2.4 Classificação da PC

A PC pode ser classificada com base na tipologia e gravidade da anormalidade motora, quanto à distribuição anatômica, quanto à área de disfunção cerebral presumida e pelo grau de funcionalidade (MORENO-DE-LUCA et al., 2012; ROSENBAUM et al., 2007).

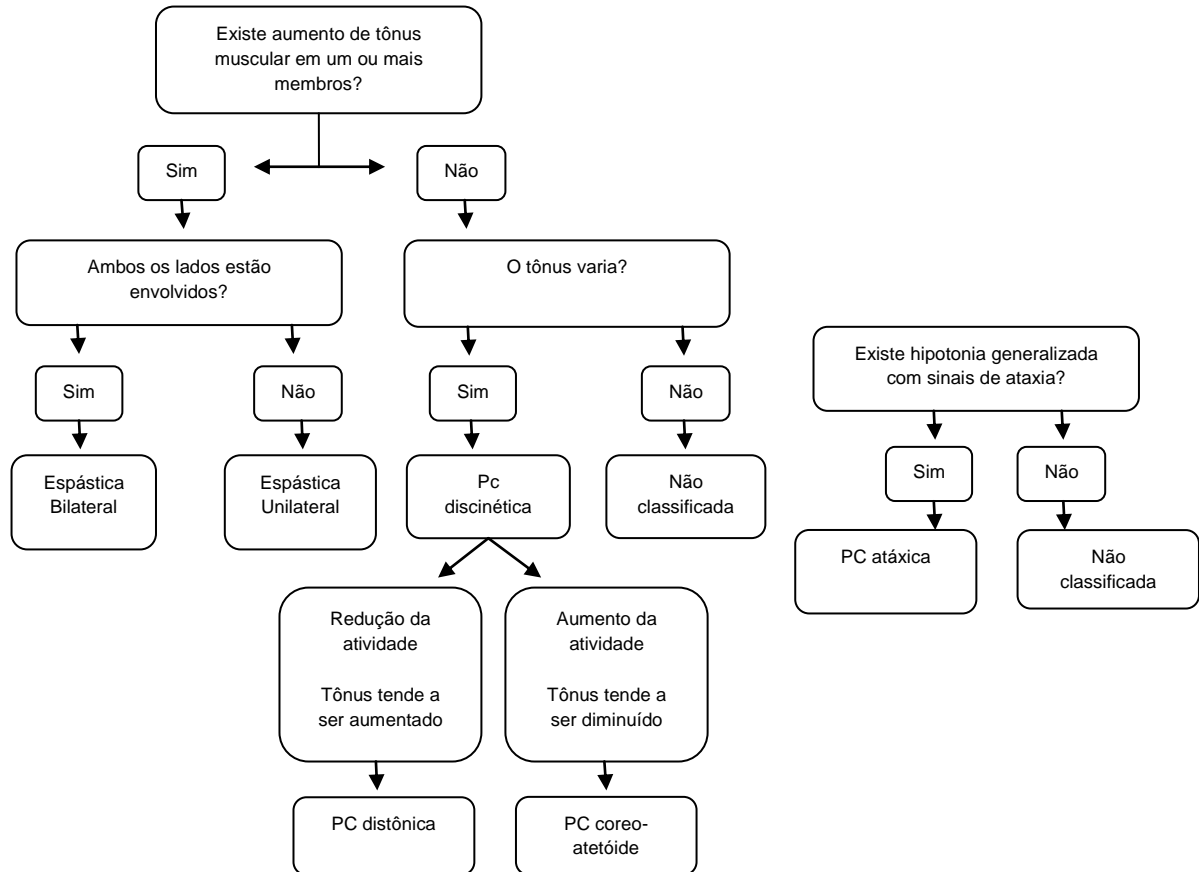
O tipo de PC será estabelecido inicialmente, através da observação da condição de tônus muscular apresentada pelo indivíduo, juntamente com a presença de movimentos involuntários, o que estabelece relação com a fisiopatologia e etiologia da doença de base (ROSENBAUM et al., 2007).

Em 1998, epidemiologistas e pesquisadores europeus formaram um grupo denominado *Reference and Training Manual of the Surveillance of Cerebral Palsy* (SCPE), o qual foi responsável pela conexão dos registros de nove países da Europa. O principal objetivo do grupo foi o desenvolvimento de um banco de dados central de informações de crianças com PC, a fim de estabelecer um consenso de normas, definições e um único sistema de classificação de tipos de PC (BAX, M. et al., 2005).

Com base nas informações fornecidas pelo SCPE, a tipologia da condição pode ser dividida em quatro classes básicas: espástica, atáxica, discinética (distonia ou coreoatetose) ou mista (AISEN et al., 2011; MORENO-DE-LUCA et al., 2012; ROSENBAUM et al., 2007). Entretanto, conforme o *Workshop da Hipertonia na Infância*, além da classificação quanto ao tipo de PC, é necessário a descrição detalhada dos padrões de anormalidade do tônus muscular e movimentos involuntários associados para cada classe percebida (SANGER et al., 2003).

A classificação topográfica decorre da descrição dos segmentos corporais atingidos: monoplegia, hemiplegia, diplegia, triplegia ou tetraplegia (GORTER et al., 2004; MAYSTON, M. J., 2001; STRAUB; OBRZUT, 2009). Outra classificação atualizada pelo grupo europeu citado anteriormente, considera a categorização conforme o local afetado

definindo a PC em unilateral e bilateral, considerando também os subtipos (Figura 1) (CANS, 2000; JOHNSON, 2002; KRÄGELOH-MANN; CANS, 2009; TOPP et al., 2004).



**Figura 1.** Sistema hierárquico para classificação dos subtipos de PC (adaptado da colaboração do SCPE, CANS, 2000).

Alguns autores concordam com a subjetividade da classificação original, estimulando a utilização do arranjo acima descrito, e orientando que nos momentos de uso da nomenclatura habitual, a presença de assimetrias, aspectos do tronco e movimentos associados devem ser considerados e descritos (ROSENBAUM et al., 2007).

A funcionalidade da PC pode ser inicialmente graduada através da *Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde* (CIF) (ROSENBAUM et al., 2007). O objetivo desta categorização é gerar uma linguagem padronizada e única, para a descrição



dos estados relacionados à saúde. É composta por domínios que envolvem o corpo, a atividade e participação, fatores ambientais e fatores pessoais (CAD, 2001).

Como a condição oferece uma variabilidade extensa de características clínicas e graus de comprometimento motor, as avaliações funcionais destas crianças tornam-se constantemente difíceis. O instrumento *Gross Motor Function Classification System* (GMFCS) tem sido vastamente utilizado pelos profissionais que trabalham com PC para facilitar a classificação (MORRIS; BARTLETT, 2004; ROSENBAUM et al., 2007; SANGER et al., 2003). Além deste instrumento, existem inúmeras escalas para auxiliar na avaliação do quadro clínico, evolução em tratamentos e prognóstico da condição. Entre as mais reconhecidas estão a *Gross Motor Function Measure - GMFM*, *Peabody Developmental Motor Scales - PDMS*, *Bayley Scales of Infant Developmental - EDIB*, *Functional Independence Measure for Children - WEEFIM* e a *Manual Ability Classification System - MACS* (ROSENBAUM et al., 2007; SANGER et al., 2003).

#### **2.4.1 Diplegia Espástica**

O perfil epidemiológico da PC sofre constantes modificações. A melhoria das condições para a sobrevivência dos recém-nascidos de muito baixo peso gerou como consequência um aumento de 50% de novos casos de diplegia espástica nos últimos anos, provocando à atenção a esta topografia de PC (ABEL et al., 1999). A diplegia espástica tem forte associação com a alteração isolada da substância branca, ou seja, a leucomalácia ventricular (AISEN et al., 2011; KOMAN et al., 2004).

As crianças diplégicas apresentam hipertonía muscular maior nos membros inferiores do que em outras partes do corpo, redução do controle muscular, déficit de equilíbrio, diminuição da força muscular e redução da mobilidade articular (JU; HWANG; CHERNG, 2012; PIERCE; PROSSER; LAUER, 2010). A marcha deste tipo de PC é prejudicada em

função dos possíveis encurtamentos musculares e deformidades, podendo gerar o padrão conhecido como “*crouch gait*” (andar agachado) ou “*stiff knee gait*” (marcha do joelho rígido) (DAMIANO; KELLY; VAUGHN, 1995; WOLF et al., 2011).

Devido à alteração da base de suporte do peso e do centro de gravidade, a capacidade funcional fica alterada pela instabilidade postural, levando a realização de muitas tarefas na postura sentada (JU et al., 2012).

## **2.5 Fisiopatologia**

As sequelas da PC surgem da lesão no córtex cerebral até os dois anos de idade (ROSENBAUM; STEWART, 2004). Apesar de a doença ser não progressiva, ela sofre modificações ao longo da vida, assim as habilidades motoras das crianças com PC podem melhorar ou piorar com o passar da idade, sendo que o processo de desenvolvimento pode ser mais lento do que na criança com desenvolvimento típico (KOMAN et al., 2004).

A afecção pode decorrer de hemorragia ou hipóxia profunda do sistema nervoso central (SNC), com possíveis danos na medula espinhal e no tronco cerebral, hipóxia do córtex cerebral, isquemia transitória ou irreversível com conseqüente necrose celular, originada pela formação de radicais livres e a morte celular metabólica (NELSON; GREYER, 1999). Os eventos hipóxicos, além de representar quase 50% da etiologia dos casos de PC, são também os responsáveis pelo aumento da sensibilidade à hipóxia na presença de infecções virais ou bacterianas (KOMAN et al., 2004).

Entre a vigésima sexta e a trigésima quarta semanas de gestação, ocorre o fenômeno de vulnerabilidade seletiva da substância periventricular, fornecendo suscetibilidade para a ocorrência de danos fetais como a leucomalácia ventricular, principal causador da diplegia espástica (FOSTER-BARBER; DICKENS; FERRIERO, 2001). Na trigésima oitava até a

quadragésima semana gestacional, a vulnerabilidade concentra-se nas demandas metabólicas dos gânglios da base, podendo resultar nos distúrbios dos movimentos como a distonia. Com as agressões, a produção de citocina pelo feto, pode danificar os neurônios, os pré-oligodendrócitos e as células endoteliais vasculares, contribuindo para o risco da ocorrência de hemorragia periventricular (FOSTER-BARBER et al., 2001).

Os danos nos neurônios motores superiores causam a redução da entrada para as vias reticuloespinhal e corticoespinhal, diminuindo o número de unidades motoras eficazes, com conseqüente controle muscular anormal e fraqueza do sistema muscular. Respectivamente, a perda da ação inibitória da via descendente do tracto reticuloespinhal aumenta a excitabilidade dos neurônios gama e alfa, gerando a espasticidade. Este fenômeno gera a falta de seletividade do movimento voluntário, podendo causar dor e complicações musculoesqueléticas como contraturas, encurtamentos musculares e subluxações nas crianças com PC (KOMAN et al., 2004). As lesões piramidais estão fortemente associadas com a espasticidade, ao aumento de tônus muscular (hipertonía), ao aumento da resposta dos reflexos tendinosos profundos e reações associadas (AISEN et al., 2011; STRAUB; OBRZUT, 2009).

As lesões do sistema extrapiramidal resultam em distúrbios do movimento como atetose, coréia, distonia ou rigidez, sendo que as lesões nos gânglios da base podem decorrer comumente da hiperbilirrubinemia (KOMAN et al., 2004). As lesões extrapiramidais são representadas pelos distúrbios do controle postural e déficits de coordenação de movimentos, classificados como atetóide, coreiformes ou distônicos (AISEN et al., 2011; STRAUB; OBRZUT, 2009).

O crescente avanço em dispositivos de exame de imagem pode auxiliar na associação dos casos com alterações anatômicas, antes que os primeiros sinais motores surjam. Estudos associam os sinais motores com a espasticidade bilateral e a ataxia e sugerem que mais de 80% das crianças com PC tem exames de imagem com alteração isolada na substância branca,

(AISEN et al., 2011; BOTTOS, 2003). A associação do dano da substância branca com a cinza tem forte relação com a hemiplegia, enquanto que a alteração isolada da substância cinzenta, raramente causa anormalidade. Estima-se que 17% das anormalidades não são vistas nos exames de imagem (AISEN et al., 2011). A hemiplegia está freqüentemente associada aos bebês nascidos a termo com lesão em um dos hemisférios cerebrais. A quadriplegia geralmente resulta dos insultos difusos no SNC (KOMAN et al., 2004).

O local da lesão, anatomia e função das regiões afetadas, apesar de não fornecerem uma conclusão singular das conseqüências, auxiliam na previsão das implicações motoras e no prognóstico (Tabela 1).

**Tabela 1.** Fisiopatologia da PC

	<b>Implicações neurológicas</b>	<b>Implicações funcionais</b>	<b>Complicações médicas e cirúrgicas</b>
<b>Danos no trato cortical (bulbar ou espinhal) durante a infância</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Presença de fraqueza.</li> <li>• Função motora prejudicada.</li> <li>• Presença de espasticidade.</li> <li>• Disfunção oromotora.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Limitações nas atividades e marcha espástica.</li> <li>• Alteração no suporte de peso.</li> <li>• Função prejudicada dos membros superiores.</li> <li>• Independência nas atividades de vida diária limitada.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Comprimento do membro desigual.</li> <li>• Presença de osteoporose.</li> <li>• Presença de escoliose.</li> <li>• Dor músculo-esquelética.</li> <li>• Comprometimento do crescimento e desenvolvimento.</li> </ul>
<b>Dano cortical</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Presença de convulsões.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Potencial para o desempenho cognitivo debilitado.</li> <li>• Necessidade de medicação.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Medicação antiepiléptica pode promover osteoporose.</li> </ul>
<b>Danos nos gânglios da base</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Presença de distonia.</li> <li>• Presença de movimentos coreo-atetóides.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Desempenho motor prejudicado.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Dor e estenose cervical na idade adulta.</li> </ul>
<b>Leucomalácia periventricular</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Prejuízo cognitivo e psicossocial.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Oportunidades educacionais e profissionais prejudicadas.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Depressão, isolamento.</li> </ul>

**Fonte:** adaptado de Aisen e cols, 2011.

Apesar da evidência de fatores de riscos causadores da enfermidade, somente em casos onde o dano foi perceptível em uma janela de tempo específica, como por exemplo, um quadro infeccioso de meningite que abalou o desenvolvimento típico em uma criança, pode ter sua causa circunstanciada (ROSENBAUM et al., 2007).

Em resumo, as manifestações clínicas da PC serão dependentes da extensão das lesões, bem como seus tipos, localizações, mas também da capacidade da adaptação e reorganização do SNC após o ocorrido.

Apesar de marcante, o comprometimento motor não é uma consequência isolada da PC. Podem ocorrer comumente inúmeros fatores associados como: presença de convulsões (35%), hidrocefalia (9%) déficit cognitivo (33%), deficiência visual, alterações na fala e linguagem, deficiência visual (20-40%), alterações auditivas, distúrbios somatossensoriais (97%), disfunções gastrointestinais, respiratórias, geniturinárias (23,5%) e endócrinas, além do comprometimento psicológico, com variação do comportamento social (AISEN et al., 2011; GOLDSTEIN, 2004; KOMAN et al., 2004; MORENO-DE-LUCA et al., 2012; STRAUB; OBRZUT, 2009).

## ***2.6 Gross Motor Function Classification System***

A graduação da funcionalidade e do grau de comprometimento motor dos indivíduos com PC tem sido desafiador perante a unificação da linguagem utilizada pelos profissionais da área da saúde. Em 1997, pesquisadores do *Canchild Centre for Childhood Disability Research* desenvolveram o instrumento *Gross Motor Function Classification System* (GMFCS) para auxiliar na busca da padronização das avaliações classificatórias (OEFFINGER et al., 2007; PALISANO, R. J. et al., 2006).

O GMFCS tem sido utilizado em diversas pesquisas mundialmente (VARGUS-ADAMS, 2008). Foi validado para a língua inglesa com um ótimo índice de confiabilidade entre outros dez idiomas, ressaltando a adequação transcultural para a língua portuguesa (HIRATUKA<sup>1</sup> et al., 2010; PALISANO, R. J. et al., 2008). O instrumento tem o objetivo de avaliar a capacidade de função motora grossa da criança, possibilitando a identificação da fase de desenvolvimento vivenciada, auxiliando na classificação da PC perante a idade e o grau funcional. A escala é capaz de verificar o nível de evolução do indivíduo no tratamento de reabilitação, além de possibilitar a previsão do prognóstico, através da comparação do

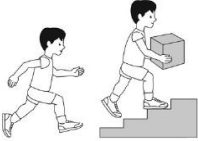
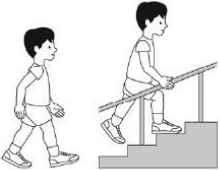
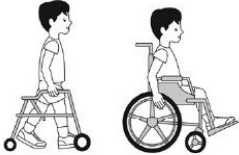

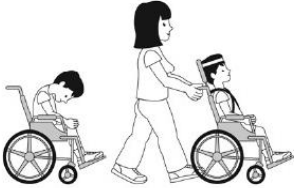
resultado da análise com o esperado perante a idade e o nível motor (PALISANO, R. et al., 1997).

O GMFCS é baseado no movimento de sentar, iniciado pela criança, nas transferências e na mobilidade. O sistema de classificação possui cinco níveis, com distinções relacionadas à vida diária dos indivíduos. Os níveis são baseados nas limitações funcionais e na necessidade de utilização de dispositivos auxiliares para locomoção (GRAY; NG; BARTLETT, 2010).

Elaborado para crianças de 0 a 12 anos, os cinco níveis motores estão presentes em cada uma das subdivisões da faixa etária: 0 a 2 anos, 2 a 4 anos, 4 a 6 anos e 6 a 12 anos (Figura 2) (GORTER et al., 2009; ROSENBAUM et al., 2007). Uma versão expandida da GMFCS envolve a faixa etária entre os 12 e 18 anos (Figura 3), a qual envolve aspectos da CIF como os fatores ambientais e pessoais e seu impacto na vida atual, representando as capacidades e limitações reais do indivíduo (PALISANO, R. J. et al., 2008).

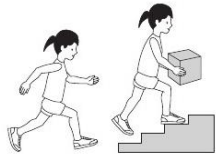
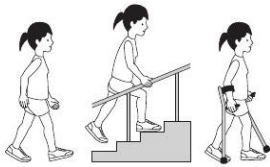
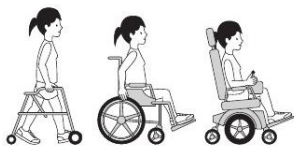
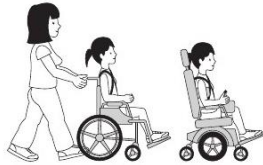

Os tópicos básicos para cada nível são:

- Nível I: anda sem limitações.
- Nível II: anda com limitações.
- Nível III: anda utilizando dispositivo auxiliar de locomoção.
- Nível IV: Auto-mobilidade com limitações, pode utilizar tecnologia de apoio com motor.
- Nível V: transportado numa cadeira de rodas manual (MORRIS; BARTLETT, 2004; PALISANO, R. et al., 1997).

	<p><b>GMFCS- Nível 1</b></p> <p>A criança caminha em casa, na escola, ao ar livre e na comunidade. Ela pode subir e descer escadas sem usar o corrimão. No desempenho das habilidades motoras conseguem correr, pular, mas a velocidade, o equilíbrio e a coordenação são limitados.</p>
	<p><b>GMFCS- Nível 2</b></p> <p>A criança caminha com maior fixação e sobe escadas utilizando o corrimão, mas pode ter dificuldade em percorrer longas distâncias. Tem limitações em superfícies irregulares ou inclinadas e em espaços com muitas pessoas ou quando necessita transportar objetos. Na comunidade pode necessitar de assistência física ou dispositivo auxiliar de marcha ou cadeira de rodas para longas distâncias. Pode ter uma aptidão mínima para atividades motoras globais tais como correr e saltar.</p>
	<p><b>GMFCS- Nível 3</b></p> <p>A criança pode andar com dispositivo auxiliar de marcha de controle manual dentro de casa na maioria dos casos. Para deslocamento em longas distâncias necessita de cadeira de rodas. Pode subir e descer escadas, apoiando-se no corrimão com supervisão ou assistência física. Devido às limitações na marcha pode necessitar de adaptações para participação nas atividades físicas e desportivas, incluindo cadeira de rodas manual ou elétrica.</p>
	<p><b>GMFCS- Nível 4</b></p> <p>Na maioria das situações a criança necessita de assistência física ou cadeira de rodas elétrica para a mobilidade. Pode utilizar andador com suporte de tronco na escola ou em casa, se colocada. Na escola, na rua e na comunidade é transportada numa cadeira de rodas manual ou pode usar cadeira de rodas elétrica.</p>
	<p><b>GMFCS- Nível 5</b></p> <p>A criança é transportada em cadeira de rodas. Possui dificuldade no controle da cabeça contra a gravidade e do tronco e no controle dos movimentos dos membros superiores e inferiores. Em casa, pode percorrer distâncias curtas no chão ou ser transportada por um adulto. Pode conseguir alguma autonomia na mobilidade usando cadeira de rodas elétrica, com múltiplas adaptações para sentar e no acesso ao controle.</p>

**Figura 2.** GMFCS para faixa etária entre 6 e 12 anos (adaptado de PALISANO, 1997).



	<p><b>GMFCS- Nível 1</b></p> <p>Pode andar dentro e fora de casa, na escola, e na comunidade. É capaz de subir e descer escadas sem necessidade de utilizar o corrimão. Consegue correr e saltar, mas a velocidade, equilíbrio e a coordenação são limitados. Pode participar em atividades físicas e desportivas dependendo das suas escolhas pessoais e de fatores ambientais.</p>
	<p><b>GMFCS- Nível 2</b></p> <p>É capaz de andar, mas fatores ambientais e preferências pessoais influenciam as escolhas no nível da mobilidade. Na comunidade, pode utilizar cadeira de rodas para longas distâncias. Sobe e desce escadas segurando no corrimão ou com assistência física de uma pessoa, caso não exista corrimão.</p>
	<p><b>GMFCS- Nível 3</b></p> <p>É capaz de andar utilizando um dispositivo auxiliar de marcha. Nos espaços exteriores e na comunidade é transportado numa cadeira de rodas manual ou utiliza tecnologias de apoio com motor para a mobilidade pessoal. Pode subir e descer escadas, usando o corrimão com supervisão ou com ajuda física de uma pessoa.</p>
	<p><b>GMFCS- Nível 4</b></p> <p>Para a mobilidade necessita de cadeira de rodas na maioria dos ambientes. Para transferência é necessário assistência de 1 ou 2 pessoas .Os jovens podem andar distâncias curtas com assistência física, para mobilidade. Podem fazer uso de andador quando posicionado. Podem operar uma cadeira de rodas elétrica, caso contrário, são transportados numa cadeira de rodas manual.</p>
	<p><b>GMFCS- Nível 5</b></p> <p>São transportados em uma cadeira de rodas manual em todos os contextos. São limitados em sua capacidade de manter as posturas de cabeça e tronco contra a gravidade e de controlar os movimentos dos braços e pernas. Auto-mobilidade é muito limitada, mesmo com a utilização de tecnologia assistiva.</p>

**Figura 3.** GMFCS para faixa etária entre 12 e 18 anos (adaptado de PALISANO, 1997).

## 2.7 Tratamento Neuroevolutivo

O objetivo principal do tratamento em indivíduos com alterações cerebrais concentra-se na orientação do indivíduo perante a deficiência, bem como, a preparação para o maior grau de independência possível conforme o nível de comprometimento (BROCK et al., 2011; VELIČKOVIĆ; PERAT, 2005).

O conceito Bobath teve origem há mais de 50 anos, quando Berta e Karel Bobath desenvolveram o método que atualmente é um dos mais populares no mundo para a reabilitação das sequelas das lesões no SNC imaturo (BOBATH, B., 1967; GRAHAM et al., 2009; KNOX; EVANS, 2002; KOLLEN et al., 2009; TYSON; SELLEY, 2007). Em 1942, Berta Bobath percebeu que posturas e movimentos poderiam influenciar o tônus muscular dos pacientes, auxiliando na realização dos movimentos funcionais (SCHLEICHKORN, 1992). Em 1983, um pequeno grupo de instrutores do Conceito Bobath, propôs uma associação internacional do método para a padronização dos cursos de formação (GRAHAM et al., 2009). A partir de 1996, a instituição foi reconhecida como a *International Bobath Instructors Training Association* (IBITA), com a constante preocupação sobre a atualização dos pressupostos teóricos do conceito (GRAHAM et al., 2009).

O conceito Bobath tem por base ‘a solução de problemas’ por meio da avaliação e do tratamento dos distúrbios da função, do movimento e do controle postural (BOBATH, K., 1959; GRAHAM et al., 2009; HOWLE, 2002; KOLLEN et al., 2009). A avaliação considera a observação do desempenho do indivíduo e de suas habilidades funcionais para a programação dos objetivos a serem desenvolvidos em terapia (KNOX; EVANS, 2002). A visão da globalidade do indivíduo é a característica marcante do método, envolvendo além do contexto sensorio-motor, considerando as alterações perceptuais, cognitivas, emocionais,

sociais e funcionais no âmbito da vida diária e os anseios pessoais do paciente (BROCK et al., 2011; RAINE, S., 2007).

A abordagem Bobath, busca o envolvimento interdisciplinar dos profissionais envolvidos na reabilitação da criança, além da inclusão e educação dos pais, cuidadores e demais pessoas envolvidas, como profissionais da escola ou esportes na busca de excelência dos resultados (BLY; WHITESIDE, 1997; GRAHAM et al., 2009).

O tratamento deve ser o mais precoce possível, podendo ter início a partir do segundo mês de vida, para que se inicie a estimulação dos padrões normais antes da instalação e prevalência da movimentação anormal (BOBATH, K., 1991; KOLLEN et al., 2009).

O intuito do tratamento é influenciar o tônus muscular, buscando a modulação mais próxima da normalidade possível, na tentativa de aprimorar o alinhamento postural para possibilitar a auto-organização do indivíduo, bem como a sua participação ativa na tarefa proposta pelo terapeuta (BOBATH, K., 1991; KNOX; EVANS, 2002; MAYSTON, M. J., 2001; VELIČKOVIĆ; PERAT, 2005). A auto-organização gera a integração da postura e do movimento, permitindo a utilização das estratégias antecipatórias que sofrerão influência da experiência, contribuindo para o aprendizado e planejamento motor (GRAHAM et al., 2009; HOWLE, 2002; LANGHAMMER; STANGHELLE, 2011; TSORLAKIS et al., 2004).

Assim, o terapeuta se torna um facilitador para a resposta esperada. O foco do pressuposto teórico do conceito baseia-se na estimulação nas vias sensoriais que são portas de entrada para o controle motor e a aprendizagem motora (BOBATH, B., 1967; GRAHAM et al., 2009; HOWLE, 2002).

Fisiologicamente, a relação anatômica entre os neurônios e a área afetada, seria uma das vias para a reabilitação. A recuperação e a restauração da função induzem alterações plásticas como a hipersensibilidade do receptor dendrítico, bem como, o crescimento de novas vias interneurais (sinaptogênese) (GRAHAM et al., 2009; KOLLEN et al., 2009). Além

disto, as aquisições motoras incluem o processo de remodelação celular envolvendo mudanças na eficiência pré-sináptica e a receptividade pós-sináptica (GRAHAM et al., 2009; MACLELLAN et al., 2011; MESTRINER et al., 2011). Existe uma dependência entre a plasticidade e a experiência, sendo reforçada pelo treino das tarefas (HOSP; LUFT, 2011; PAGNUSSAT et al., 2012; PLAUTZ; MILLIKEN; NUDO, 2000; YELNIK et al., 2008). Assim quanto maior a intensidade do tratamento, maior seria a resposta aos objetivos (KOLLEN et al., 2009).

Os resultados são perceptíveis pelo surgimento dos padrões de movimento com maior controle e a otimização da execução, resultantes da interação dos sistemas somatossensoriais, vestibular e visual, integrados com a cognição e os fatores ambientais (MAYSTON, M. J., 2001). O movimento surge a partir da interação dos sistemas perceptuais, proprioceptivos e a execução da ação (BOBATH, K., 1991; DECHAUMONT-PALACIN et al., 2008; GRAHAM et al., 2009).

### **2.7.1 Pontos-chaves de Controle**

Na prática clínica, o fisioterapeuta utiliza as técnicas de inibição de tônus muscular, reflexos e reações anormais, e as técnicas de facilitação dos movimentos voluntários e funcionais (KOLLEN et al., 2009; MAYSTON, M., 2008; TSORLAKIS et al., 2004).

Os recursos são conduzidos por meio dos pontos-chaves de controle, onde o manuseio influencia o tônus e o movimento à distância. Os pontos-chaves de controle concentram-se nas articulações corporais, concentrando-se em proximais (cabeça, esterno, ombro, quadril) e distais (cotovelo, punho, joelho e tornozelo) (HOWLE, 2002).

Conforme o método, o manuseio utilizando o ponto-chave de controle cotovelo com realização da rotação interna (RI) do ombro, causaria a inibição do tônus extensor de tronco,

enquanto que o manuseio associado à rotação externa (RE) do ombro estimularia a extensão da musculatura extensora espinhal (BLY; WHITESIDE, 1997).

A facilitação pelos pontos-chaves de controle ou ainda a descarga de peso nos segmentos corporais permitem que a compressão ou distração manual do terapeuta, provoquem um aumento no estímulo aferente, buscando uma resposta ativa do músculo alvo, necessário para a correta execução da tarefa (BLY; WHITESIDE, 1997; GRAHAM et al., 2009). Os manuseios do conceito também interferem nas propriedades visco-elásticas dos músculos, melhorando o comprimento muscular, o que pode gerar uma vantagem biomecânica para a ação ser mais eficiente no desempenho das tarefas funcionais (MAYSTON, M. J., 2001). A inibição do tônus muscular teria origem do controle entre agonistas e antagonistas do movimento, provocado pelo manuseio (HOWLE, 2002).

Autores concordam com a dificuldade da comprovação dos efeitos da terapia pelo Conceito Neuroevolutivo Bobath na reabilitação, devido à diversidade das alterações motoras consequentes das lesões no SNC, e pelas inúmeras formas de abordagem de tratamento. Além da carência na descrição científica dos efeitos, existe uma escassa utilização de instrumentos de avaliação adequados e validados nas pesquisas envolvendo os benefícios do tratamento (KNOX; EVANS, 2002; KOLLEN et al., 2009; MAYSTON, M., 2008; RAINE, S., 2007; TYSON; SELLEY, 2007). O trabalho do casal Bobath foi reconhecido como essencial nos serviços de atendimentos dos portadores de alterações neurológicas (MAYSTON, M., 2008). Porém, o conceito vem sendo alvo de críticas e muitas discussões sobre suas evidências científicas. Assim, o NDT vem sofrendo constante evolução, reconhecendo os benefícios de outras abordagens de tratamento realizadas no campo da reabilitação (BUTLER; DARRAH, 2001; GRAHAM et al., 2009; LENNON, 2001; MAYSTON, M., 2008; MAYSTON, MARGARET J, 2000; TYSON; SELLEY, 2007). Publicações demonstram resultados positivos do Conceito Bobath (DECHAUMONT-PALACIN et al., 2008; HESSE et al., 1998;

KNOX; EVANS, 2002; LANGHAMMER; STANGHELLE, 2011; TSORLAKIS et al., 2004), todavia, são necessários mais estudos experimentais com instrumentos de aferição precisos e excelência metodológica para possibilitar novas evidências confiáveis sobre os reais efeitos da abordagem (GRAHAM et al., 2009; KNOX; EVANS, 2002; LENNON, 2001; MAYSTON, M., 2008; NUDO et al., 1996).

## **2.8 Eletromiografia de Superfície**

A eletromiografia de superfície (EMG) consiste em uma técnica de avaliação da atividade das membranas celulares por meio do registro e análise dos sinais eletromiográficos (KONRAD, 2005). O sinal é a representação gráfica da atividade elétrica das fibras musculares, simulando a medida dos potenciais de ação do sarcolema, na unidade de voltagem em função do tempo (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

O exame eletromiográfico é um método não invasivo que permite a visualização da função muscular, podendo auxiliar os profissionais da saúde e pesquisadores a identificar relações entre alterações musculares e deficiências físicas (DROST et al., 2006; KONRAD, 2005; NAKAZAWA et al., 2004; STEGEMAN, D. F. et al., 2000).

O sinal deve ser captado através de um equipamento denominado eletromiógrafo, que é conectado a um computador permitindo a visualização da coleta, resultante da ação dos eletrodos acoplados ao corpo humano. O eletrodo de superfície permite a gravação dos potenciais de ação das fibras musculares, sendo ideal para avaliação de musculatura superficial e sua função biomecânica (OKUBO et al., 2010; STEGEMAN, D. F. et al., 2000).

Apesar de fácil execução e aceitação do participante, a EMG exige atenção quanto à metodologia da execução da coleta e ajustes dos parâmetros como frequência de amostragem, filtros e ganho. Para tanto devem ser seguidas as orientações sugeridas pelas diretrizes da

*International Society of Electrophysiology and Kinesiology- ISEK* e as recomendações do Projeto SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-invasive Assessment of Muscles*) (MERLETTI, 1999; STEGEMAN, D.; HERMENS, 2007).

O eletrodo é o dispositivo responsável pela saída da corrente elétrica. Sua função é monitorar o sinal eletromiográfico através da conversão da corrente iônica bioelétrica a uma corrente formada pelos elétrons. O material mais utilizado é prata/cloreto de prata (Ag/AgCl) para os eletrodos de superfície. A vantagem da utilização deste tipo de acessório, é que pode ser utilizado em grandes músculos ou em grupos de músculos superficiais. A desvantagem é a atenuação causada pelo tecido subcutâneo e o *crosstalk*, ou seja, a contaminação por atividade elétrica vinda de outros músculos próximos, o que também pode ser atenuado pelos filtros. A configuração do registro pode ser monopolar ou bipolar. No modo bipolar, dois eletrodos são colocados sobre o músculo e o potencial de ação entre eles é captado. Conforme as recomendações da ISEK, o formato mais utilizado é o formato redondo com 20 milímetros de diâmetro (STEGEMAN, D.; HERMENS, 2007; SWINNEN et al., 2011).

A aquisição do sinal pode sofrer influências de fatores intrínsecos (tipo de fibra muscular analisada, localização dos eletrodos, profundidade muscular) e de fatores extrínsecos (localização, formato e distância entre os eletrodos). Assim, efetividade da aquisição, além do tratamento do sinal, irá depender da adequada preparação da pele, do modo de colocação e da correta localização dos eletrodos.

A pele deve ser preparada para a redução da impedância, através da tricotomia do sítio de colocação do eletrodo, seguida da higienização local com álcool etílico hidratado a 70%, além da adesão do eletrodo no tecido cutâneo por cinco minutos antes da coleta. Para diminuição dos artefatos e ruídos, é necessário que o paciente esteja com o mínimo de roupa possível no local de avaliação, além da fixação dos cabos durante a coleta (HERMENS et al., 2000).

Os eletrodos devem ser posicionados no sentido das fibras musculares, de preferência na linha média do ventre muscular entre o ponto motor e a junção miotendínea. A distância centro a centro dos eletrodos recomendada é de 20 milímetros (HERMENS et al., 2000). Um eletrodo de referência deve ser utilizado em alguma proeminência óssea, como as articulações do punho, cotovelo, processo espinhoso da sétima vértebra cervical, ou conforme o músculo a ser avaliado (CRISWELL, 2010; STEGEMAN, D.; HERMENS, 2007).

Uma vez que o sinal foi obtido e tratado pelos filtros, deve ser realizado o processo de quantificação da densidade do espectro de sinal coletado. Uma das formas mais utilizadas para obtenção desse valor é a raiz quadrada média do sinal obtido, o “*Root mean square*” (RMS) (DE LUCA, 1997).

O sinal eletromiográfico coletado possui ainda grande variabilidade para análises de comparações entre diferentes situações. Assim, para diminuir estas diferenças e padronizar as diferenças inter-situações, deve-se realizar o procedimento denominado “normalização”. Este consiste na transformação dos valores de RMS em percentual, com base em uma coleta de referência do próprio sujeito (MERLETTI, 1999; SOMMERICH et al., 2000). O processo de normalização pode decorrer do valor de uma contração voluntária máxima ou submáxima, e quando não há possibilidade da realização da contração voluntária efetiva, realiza-se a normalização pelo valor de pico do sinal, ou pelo valor obtido da média dos valores de pico do sinal (KONRAD, 2005).

Diversos pesquisadores têm utilizado a EMG de superfície para avaliação da atividade e desempenho muscular em variadas situações de tratamento (HODAPP et al., 2009; JOHNSTON; LAUER; LEE, 2008; NAKAZAWA et al., 2004). A análise eletromiográfica é um relevante componente no exame da função muscular em portadores de PC, uma vez que as alterações de tônus, postura e movimento são refletidas nas aquisições (BIGONGIARI et al.,



2011; FOWLER et al., 2001; MCGIBBON et al., 2009; PROSSER et al., 2010; VAN DEN NOORT et al., 2010).

### **3. JUSTIFICATIVA**

A pesquisa na área da fisioterapia é um constante desafio, principalmente ao abordar a mensuração dos efeitos da aplicação de técnicas e manuseios práticos em seres humanos. O processo torna-se ainda mais complexo, quando essas medidas são realizadas em populações diversificadas e constantemente mutáveis, como as crianças com PC.

A maior parte das crianças com diplegia espástica, atingem a deambulação, onde a espasticidade predomina e raramente são encontrados reflexos e reações anormais, os quais poderiam dificultar um exame eletromiográfico. A realização da maioria das tarefas na postura sentada nas crianças diplégicas, conclui a justificativa da escolha da topografia para a realização desta pesquisa.

O manuseio pela abordagem do Conceito Bobath, visa à inibição de padrões anormais de movimento e a facilitação de movimentos funcionais. A hipótese apresentada neste estudo é de que o manuseio em ponto-chave cotovelo iniba ou facilite a função da musculatura extensora do tronco, por meio da diminuição ou aumento da atividade muscular, durante a RI e a RE, respectivamente. Conforme preconizado pelo NDT, o manuseio em RI seria inibitório, supostamente diminuindo a atividade dos músculos extensores de tronco. O manuseio em RE de ombro teria efeito facilitador, com aumento da atividade da musculatura extensora do tronco. Seguindo os preceitos do desenvolvimento neuropsicomotor normal, nossa hipótese era de que a RE de ombro combinada à elevação dos membros superiores induziria maior facilitação da atividade extensora de tronco superior, quando comparada às demais posturas.

A relevância do estudo se justifica pelas restritas publicações sobre o assunto, bem como, a constante discussão entre pesquisadores e profissionais da área, sobre a comprovação científica do método. Apesar dos resultados visíveis na prática e publicações a favor do

conceito, existem poucos estudos experimentais com excelência metodológica e instrumentos de mensuração, e nenhum com abordagem similar à apresentada nesta pesquisa.

Estudos utilizaram a EMG para avaliar os efeitos da terapia do neurodesenvolvimento, verificando a facilitação do movimento, a redução da espasticidade e o desempenho na tarefa (BAKHTIARY; FATEMY, 2008; CHOI; LEE; RO, 2011; HESSE et al., 1998). Nos estudos encontrados, os resultados eletromiográficos foram favoráveis à eficácia da abordagem pelo conceito referido. Apenas um dos estudos encontrados utilizou a EMG para mensuração de um manuseio de facilitação em membro inferior durante a marcha. Não foram encontrados estudos utilizando avaliação eletromiográfica dos pontos-chaves de controle em cotovelo.

O objetivo foi contribuir para a área da fisioterapia neurofuncional, demonstrando resultados quantificados sobre a influência dos manuseios do Conceito propostos na investigação, verificando o real efeito do mesmo para a terapia de reabilitação, incentivando a prática fisioterapêutica baseada em evidência (FILIPPIN; WAGNER, 2008).

## **4. OBJETIVOS**

### **4.1 Objetivo Geral**

Avaliar a atividade eletromiográfica dos músculos extensores de tronco de crianças com diplegia espástica, na posição sentada, durante a realização de manuseios de inibição e facilitação em ponto-chave cotovelo, realizados pelo fisioterapeuta, em comparação ao repouso (R).

### **4.2 Objetivos Específicos**

- Verificar se existe influência da sequência da realização dos manuseios na atividade eletromiográfica dos músculos extensores de tronco.
- Investigar a resposta aos manuseios conforme a idade dos participantes.
- Analisar o efeito dos manuseios conforme o nível GMFCS dos participantes.

## **5. METODOLOGIA**

### **5.1 Delineamento**

Um experimento cruzado foi realizado, onde os participantes foram submetidos de forma randomizada a três situações de manuseios, averiguando seus efeitos sobre a atividade da musculatura extensora de tronco, através de EMG de superfície.

### **5.2 População do Estudo**

A população do estudo foi constituída de crianças com diagnóstico clínico de PC que realizam tratamento de reabilitação na AACD da cidade de Porto Alegre, no estado do Rio Grande do Sul. A amostra foi definida pelos critérios de inclusão e exclusão pré-estabelecidos para o estudo.

### **5.3 Critérios de Inclusão e Exclusão**

Os critérios de inclusão consistiram em:

- Crianças com PC do tipo espástica com topografia de diplegia, em tratamento de reabilitação na AACD que possuam classificação do GMFCS em nível de 1 a 5.
- Faixa etária de 2 a 18 anos, abrangendo crianças na fase de desenvolvimento da primeira infância até a adolescência. A ampla faixa etária foi definida em função da análise dos dados decorrer da comparação das diferentes situações, individualmente, nos participantes. Os indivíduos não foram comparados entre si.
- Aceitar a participação no estudo e conceder a assinatura do Termo de

consentimento fornecido aos pais/responsáveis, pelo pesquisador.

Os critérios de exclusão consistiram em:

- Crianças com má-formações dos membros, síndromes, alterações genéticas ou comorbidades associadas a PC.

#### **5.4 Tamanho de Amostra**

Para detectar em um experimento cruzado uma magnitude de efeito de Cohen  $> 0,5$  ( $E / S$ )  $> 0,5$  com um poder estatístico de 90% e nível de significância ( $\alpha$ ) de 0,05, foi calculado que seria necessário um tamanho de amostra de 40 pacientes.

#### **5.5 Participantes**

Os participantes do estudo foram 40 crianças com diplegia espástica, sendo 22 meninos (55%) e 18 meninas (45%), com idade média expressa em meses de  $82,8 \pm 25,9$ , e GMFCS representado por nível 1 com 3 crianças (7,5%), nível 2 com 9 crianças (20%), nível 3 com 20 crianças (52,5%), nível 4 com 6 crianças (15%) e nível 5 com 2 crianças (5%).

A procedência das crianças variou entre a cidade de Porto Alegre e demais cidades do interior do estado do Rio Grande do Sul. Os participantes estavam inclusos em processo de reabilitação na AACD da capital gaúcha. A Instituição privada, não tem fins lucrativos, trabalha há 61 anos no Brasil e há 12 anos em Porto Alegre com portadores de necessidades especiais. Recebe pacientes com diversas patologias como a PC, mielomeningocele, má-formações congênitas, lesões encefálicas adquiridas, lesões medulares, doenças neuromusculares, amputações entre outras. A entidade oferece tratamento envolvendo as

áreas médicas de fisioterapia, pediatria e neurologia, fisioterapia em solo, fisioterapia aquática, terapia ocupacional, fonoaudiologia, pedagogia, musicoterapia e psicologia.

## 5.6 Procedimentos do Estudo

A seleção dos participantes foi realizada pela pesquisadora através da análise de prontuários para verificar os critérios de inclusão e exclusão pré-estabelecidos. Após a seleção, cada participante, juntamente com o seu responsável, foi convidado a participar do estudo, através de contato telefônico, recebendo explicações quanto aos objetivos e condutas propostas na pesquisa. Após aceitação do participante e responsável, foi realizada a leitura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A), com sequente assinatura pelo mesmo.

Um horário individual foi pré-agendado para a coleta de dados dos participantes, na sede da AACD em Porto Alegre.

## 5.7 Coleta de Dados

Para a realização da EMG foi utilizado um eletromiógrafo Miotool 400 (Miotec/Brasil) de quatro canais, com frequência amostragem de 2000 Hz por canal, filtro tipo Butterworth, de quarta ordem, com filtro passa-banda 10 a 400 Hz, com ganho de 1000. Foram utilizados pares de eletrodos Ag/AgCl com diâmetro de 20mm (*Maxicor*), em configuração bipolar. Os sinais foram registrados em um computador portátil HP (Windows XP), não conectado à rede elétrica, através do *Software Miographs*. Para coleta do sinal EMG de superfície, foram seguidas as orientações, conforme as diretrizes da ISEK e as recomendações do Projeto SENIAM (MERLETTI, 1999; STEGEMAN, D.; HERMENS, 2007; STEGEMAN, D. F. et al., 2000; STERGIOU, 2004).

Inicialmente, a pele foi preparada com tricotomia do sítio de coleta, assepsia e leve abrasão com álcool etílico hidratado a 70%. Os eletrodos foram colocados cinco minutos antes da coleta para reduzir a impedância da pele. Foi realizada a fixação dos cabos com fita adesiva (Transpore –Nexcare 3M) para diminuição dos ruídos (DE LUCA, 1997).

Os eletrodos foram colocados com distância de 20 mm centro a centro, sendo posicionados no sentido das fibras musculares, na linha média do ventre muscular entre o ponto motor e a junção miotendínea. Os eletrodos foram colocados ao lado direito do corpo, sobre a região cervical ao nível da quarta vértebra cervical (C4) e sobre a região da décima vértebra torácica (T10), a 2 cm laterais do processo espinhoso vertebral, sobre a massa do músculo paravertebral (Figura 4). O eletrodo de referência foi colocado sobre a tuberosidade da tíbia no membro inferior direito (CRISWELL, 2010).



**Figura 4.** Imagem dos pontos de colocação dos eletrodos, na região da coluna cervical (C4) e na região da coluna torácica (T10) (Fonte: o autor, 2012).



O software Miograph foi utilizado para o armazenamento dos dados e posterior análise. Os sinais foram calculados para cada sítio de coleta, em ponto em C4 e T10. Em todas as situações avaliadas, a coleta total foi de 10 segundos, sendo que o sinal com duração central de 2-8 segundos foi escolhido para análise. Após o tratamento do sinal EMG, o sinal RMS (Root Mean Square) foi obtido para cada situação, em ambas as regiões analisadas, C4 e T10. Para permitir a comparação entre os diferentes manuseios, o sinal EMG foi submetido ao processo de normalização. Uma vez que os participantes do estudo apresentavam padrões anormais de movimento e de ação muscular devido a PC, foi optado em utilizar o "Método Média Dinâmica", utilizando o valor médio dos três maiores picos do sinal, expresso em relação a um valor de 100% (BURDEN; BARTLETT, 1999).

Para a realização dos procedimentos e da coleta dos dados, foram utilizados dois consultórios da AACD, com a mesma disposição da mobília, luminosidade e temperatura. As coletas foram efetuadas anteriormente à realização das terapias motoras (fisioterapia, fisioterapia aquática e terapia ocupacional) pelos participantes da pesquisa.

O pesquisador responsável pela execução dos manuseios possuía formação no conceito Bobath e oito anos de prática na área da fisioterapia neurofuncional. Para auxiliar no manuseio do equipamento (Miotool e computador portátil) no exame EMG durante as situações propostas, foram treinados quatro colaboradores voluntários que participaram alternadamente das coletas. Anteriormente à coleta foi realizada a Entrevista Inicial (APÊNDICE B) com a criança e seu responsável. A sequência para realização dos manuseios foi randomizada por meio do programa "Random Allocation Software", para evitar a influência do seguimento das posturas. Todos os participantes, assim como seus responsáveis, receberam esclarecimentos sobre a realização da técnica, e ausência de riscos para sem risco para lesão ou dor, assim como a duração média de 20 minutos para coleta dos

dados, e tempo total de até 1 hora para finalização do procedimento, incluindo a Entrevista Inicial (APÊNDICE B).

A coleta do sinal EMG foi realizada em três situações, cuja ordem foi definida pela randomização da sequência: repouso (R), manuseio em RI e manuseio em RE. A situação denominada “REPOUSO” consistiu da sedestação do participante em bancada rígida (maca) sem apoio nos pés, braços ao longo do corpo, apoiados na superfície de apoio, conforme apresentado na Figura 5. A ausência de apoio nos pés em todas as situações foi utilizada para não interferir no controle do tronco dos participantes.



**Figura 5.** Imagem da coleta de EMG durante o repouso (Fonte: o autor, 2012).

O manuseio com ponto-chave de controle cotovelo em “ROTAÇÃO INTERNA” decorreu da sedestação do participante em bancada rígida (maca) sem apoio nos pés, com o examinador posicionado anteriormente à criança, suas mãos posicionadas nos cotovelos da mesma, com realização da elevação anterior dos braços em flexão até altura de 90° de amplitude de movimento do ombro, seguindo da rotação interna do ombro (Figura 6 A e B).



**Figura 6 - A e B.** Imagem da coleta de EMG durante manuseio em ponto-chave de controle cotovelo com rotação interna de ombro (Fonte: o autor, 2012).

O manuseio em ponto-chave de controle cotovelo em “ROTAÇÃO EXTERNA”, consistiu da sedestação do participante em bancada rígida (maca) sem apoio nos pés, com o examinador posicionado anteriormente à criança, suas mãos posicionadas nos cotovelos da mesma, e realização da elevação anterior dos braços em flexão até altura de 90° de amplitude de movimento do ombro, seguido da rotação externa do ombro (Figura 7 A e B).



**Figura 7 - A e B.** Imagem da coleta de EMG durante manuseio em ponto-chave de controle cotovelo e rotação externa de ombro (Fonte: o autor, 2012)

### 5.8 Análise Estatística

Os dados contínuos foram descritos utilizando média e desvio padrão, enquanto que para os dados categóricos foram utilizados contagens e percentuais. Um modelo linear misto de medidas repetidas foi utilizado para comparar os sinais EMG entre os manuseios (intervenções) testando para sequência e para a interação tratamento x sequência, ajustando para os efeitos de idade e níveis GMFCS. Além disso, foi avaliado se o manuseio apresentou efeitos diferentes entre os níveis GMFCS. Para comparações *post-hoc* foi utilizado o teste de Sidak. Para avaliar a magnitude das intervenções (manuseios), foi utilizada a magnitude de efeito de Cohen ( $E / S$ ), tendo o desvio padrão do repouso total do sinal EMG como referência sob a hipótese de homogeneidade das variâncias. O nível de significância foi estabelecido em  $\alpha = 0,05$ . Os dados foram analisados usando SPSS versão 18.0.

## 5.9 Considerações Éticas

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre (UFCSPA) sob o número 11-840, bem como pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Instituição proponente através da Plataforma Brasil, sob o parecer 92.438.

Os responsáveis pelas crianças selecionadas para a pesquisa receberam o convite para a participação voluntária, bem como explicação sobre o objetivo do estudo, onde os resultados serão publicados sem menção à identidade dos sujeitos. Foi ressaltado que a participação ou não participação na pesquisa não influenciaria, em nenhuma hipótese, o vínculo institucional ou condutas de tratamento da criança na AACD.

Nos casos de aceitação à participação na pesquisa, o responsável pela criança recebeu o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A), o qual foi lido e explicado pela pesquisadora, bem como assinado pelo responsável para concluir a inclusão da criança no estudo. A utilização de qualquer tipo de imagem não permitiu a identificação do paciente e somente foi utilizada mediante consentimento por escrito dos participantes. O documento teve atenção às Diretrizes e *Normas Regulamentadoras de Pesquisas Envolvendo Seres Humanos (Resolução CNS 196/96)*, vigentes no Brasil, às *Diretrizes Internacionais do CIOMS* e às *Diretrizes Consensuais Tripartites para a Boa Prática Clínica*.

## 6. REFERÊNCIAS

ABEL, M. F. et al. Muscle-tendon surgery in diplegic cerebral palsy: functional and mechanical changes. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v. 19, n. 3, p. 366, 1999. ISSN 0271-6798.

AISEN, M. L. et al. Cerebral palsy: clinical care and neurological rehabilitation. **Lancet Neurol**, v. 10, n. 9, p. 844-52, Sep 2011. ISSN 1474-4465 (Electronic) 1474-4422 (Linking).

Disponível em: <

[http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=21849165](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=21849165) >.

ALLEGRETTI, K. M. G. et al. Os efeitos do treino de equilíbrio em crianças com paralisia cerebral diparética espástica. **www.revistaneurociencias.com.br**, p. 108,

BAKHTIARY, A. H.; FATEMY, E. Does electrical stimulation reduce spasticity after stroke? A randomized controlled study. **Clinical Rehabilitation**, v. 22, n. 5, p. 418-425, 2008. ISSN 0269-2155.

BAX, M. et al. Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005.

**Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 47, n. 08, p. 571-576, 2005. ISSN 1469-8749.

BAX, M. C. Terminology and classification of cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 6, n. 3, p. 295-297, 1964. ISSN 1469-8749.

BIGONGIARI, A. et al. Anticipatory and compensatory postural adjustments in sitting in children with cerebral palsy. **Human movement science**, 2011. ISSN 0167-9457.

BLY, L.; WHITESIDE, A. **Facilitation techniques based on NDT principles**. Therapy Skill Builders Tucson^ eAZ AZ, 1997. ISBN 0761644008.

BOBATH, B. The very early treatment of cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 9, n. 4, p. 373-390, 1967. ISSN 1469-8749.

BOBATH, K. The Neuropathology of Cerebral Palsy and its Importance in Treatment and Diagnosis: The Cerebral Palsy Problem. B. Normal Development of Motor Abilities. C. Causes of Motor Handicap in Cerebral Palsy. D. Early Diagnosis. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 1, n. 8, p. 13-33, 1959. ISSN 1469-8749.

\_\_\_\_\_. **A neurophysiological basis for the treatment of cerebral palsy**. Mac Keith Press, 1991. ISBN 0521412021.

BOTTOS, M. Ambulatory capacity in cerebral palsy: prognostic criteria and consequences for intervention. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 45, n. 11, p. 786-790, 2003. ISSN 1469-8749.

BROCK, K. et al. Does physiotherapy based on the Bobath concept, in conjunction with a task practice, achieve greater improvement in walking ability in people with stroke compared

to physiotherapy focused on structured task practice alone? A pilot randomized controlled trial. **Clinical Rehabilitation**, v. 25, n. 10, p. 903-912, 2011. ISSN 0269-2155.

BURDEN, A.; BARTLETT, R. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. **Medical engineering & physics**, v. 21, n. 4, p. 247-257, 1999. ISSN 1350-4533.

BUTLER, C.; DARRAH, J. AACPD Evidence report: Effects of neurodevelopmental treatment (NDT) for cerebral palsy. **Dev Med Child Neurol**, v. 43, n. 11, p. 778-790, 2001.

CAD, P. International classification of functioning, disability and health (ICF). 2001.

CAMARGO, C. H. F. et al. Botulinum toxin type A in the treatment of lower-limb spasticity in children with cerebral palsy. **Arquivos de neuro-psiquiatria**, v. 67, n. 1, p. 62-68, 2009. ISSN 0004-282X.

CANS, C. Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 42, n. 12, p. 816-824, 2000. ISSN 1469-8749.

CANS, C. et al. Cerebral palsy of post-neonatal origin: characteristics and risk factors. **Paediatric and perinatal epidemiology**, v. 18, n. 3, p. 214-220, 2004. ISSN 1365-3016.



CHOI, M.. et al. Effect of Task-oriented Training and Neurodevelopmental Treatment on the Sitting Posture in Children with Cerebral Palsy. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 23, n. 2, p. 323-325, 2011. ISSN 0915-5287.

CRISWELL, E. **Cram's introduction to surface electromyography**. Jones & Bartlett Learning, 2010. ISBN 1449617549.

DAMIANO, D. L.; KELLY, L. E.; VAUGHN, C. L. Effects of quadriceps femoris muscle strengthening on crouch gait in children with spastic diplegia. **Physical Therapy**, v. 75, n. 8, p. 658-667, 1995. ISSN 0031-9023.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, n. July 1993, p. 1-38, 1997. ISSN 1065-8483.

DECHAUMONT-PALACIN, S. et al. Neural correlates of proprioceptive integration in the contralesional hemisphere of very impaired patients shortly after a subcortical stroke: an fMRI study. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 22, n. 2, p. 154-165, 2008. ISSN 1545-9683.

DROST, G. et al. Clinical applications of high-density surface EMG: a systematic review. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 16, n. 6, p. 586-602, 2006. ISSN 1050-6411.

FERNANDES, A. C. E. C. AACD Medicina e Reabilitação - Princípios e Prática. p. 17, 2007.

FILIPPIN, L.; WAGNER, M. Fisioterapia baseada em evidência: uma nova perspectiva:[carta ao editor]; Evidence based physical therapy: a new perspective:[letter to the editor]. **Rev. bras. fisioter**, v. 12, n. 5, p. 432-433, 2008. ISSN 1413-3555.

FOSTER-BARBER, A. et al. Human perinatal asphyxia: correlation of neonatal cytokines with MRI and outcome. **Developmental neuroscience**, v. 23, n. 3, p. 213-218, 2001. ISSN 0378-5866.

FOWLER, E. G. et al. The effect of quadriceps femoris muscle strengthening exercises on spasticity in children with cerebral palsy. **Physical Therapy**, v. 81, n. 6, p. 1215-1223, 2001. ISSN 0031-9023.

GIRARD, S. et al. Developmental motor deficits induced by combined fetal exposure to lipopolysaccharide and early neonatal hypoxia/ischemia: a novel animal model for cerebral palsy in very premature infants. **Neuroscience**, v. 158, n. 2, p. 673-682, 2009. ISSN 0306-4522.

GOLDSTEIN, M. The treatment of cerebral palsy: what we know, what we don't know. **The Journal of pediatrics**, v. 145, n. 2, p. S42-S46, 2004. ISSN 0022-3476.

GORTER, J. W. et al. Use of the GMFCS in infants with CP: the need for reclassification at age 2 years or older. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 51, n. 1, p. 46-52, 2009. ISSN 1469-8749.

\_\_\_\_\_. Limb distribution, motor impairment, and functional classification of cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 46, n. 7, p. 461-467, 2004. ISSN 1469-8749.

GRAHAM, J. V. et al. The Bobath concept in contemporary clinical practice. **Topics in stroke rehabilitation**, v. 16, n. 1, p. 57-68, 2009. ISSN 1074-9357.

GRAY, L.; NG, H.; BARTLETT, D. The Gross Motor Function Classification System: an update on impact and clinical utility. **Pediatric Physical Therapy**, v. 22, n. 3, p. 315, 2010. ISSN 0898-5669.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361-374, 2000. ISSN 1050-6411.

HESSE, S. et al. Immediate effects of therapeutic facilitation on the gait of hemiparetic patients as compared with walking with and without a cane. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control**, v. 109, n. 6, p. 515-522, 1998. ISSN 0924-980X.

HIRATUKA, E. et al. Adaptação transcultural para o Brasil do sistema de classificação da função motora grossa (GMFCS). **Rev Bras Fisioter**, v. 14, n. 6, p. 537-44, 2010.

HODAPP, M. et al. Changes in soleus H-reflex modulation after treadmill training in children with cerebral palsy. **Brain**, v. 132, n. 1, p. 37-44, 2009. ISSN 0006-8950.

HOSP, J. A.; LUFT, A. R. Cortical plasticity during motor learning and recovery after ischemic stroke. **Neural Plasticity**, v. 2011, 2011. ISSN 2090-5904.

HOWLE, J. M. **Neuro-developmental treatment approach: theoretical foundations and principles of clinical practice**. Osseum Entertainment, 2002. ISBN 0972461507.

JARVIS, S. et al. Cerebral palsy and intrauterine growth in single births: European collaborative study. **The Lancet**, v. 362, n. 9390, p. 1106-1111, 2003. ISSN 0140-6736.

JOHNSON, A. Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in Europe. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 44, n. 09, p. 633-640, 2002. ISSN 1469-8749.

JOHNSTON, T. E. et al. The Effects of a Shank Guide on Cycling Biomechanics of an Adolescent With Cerebral Palsy: A Single-Case Study. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 89, n. 10, p. 2025-2030, 2008. ISSN 0003-9993.

JU, Y. H.; HWANG, I. S.; CHERNG, R. J. Postural Adjustment of Children With Spastic Diplegic Cerebral Palsy During Seated Hand Reaching in Different Directions. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, 2012. ISSN 0003-9993.

KNOX, V.; EVANS, A. L. Evaluation of the functional effects of a course of Bobath therapy in children with cerebral palsy: a preliminary study. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 44, n. 7, p. 447-460, 2002. ISSN 1469-8749.

KOLLEN, B. J. et al. The Effectiveness of the Bobath Concept in Stroke Rehabilitation.

**Stroke**, v. 40, n. 4, p. e89-e97, 2009. ISSN 0039-2499.

KOMAN, L. A. et al. Cerebral palsy. **Lancet**, v. 363, n. 9421, p. 1619-31, May 15 2004. ISSN 1474-547X (Electronic) 0140-6736 (Linking). Disponível em: <

[http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=15145637](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=15145637) >.

KONRAD, P. The abc of emg. **A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography**, v. 1, 2005.

KRÄGELOH-MANN, I.; CANS, C. Cerebral palsy update. **Brain and Development**, v. 31, n. 7, p. 537-544, 2009. ISSN 0387-7604.

LANGHAMMER, B.; STANGHELLE, J. K. Can physiotherapy after stroke based on the Bobath concept result in improved quality of movement compared to the Motor Relearning Programme. **Physiotherapy Research International**, v. 16, n. 2, p. 69-80, 2011. ISSN 1471-2865.

LENNON, S. B. et al. Physiotherapy based on the Bobath concept in stroke rehabilitation: a survey within the UK. **Disability and Rehabilitation** v. 23, n. 6, p. 254- 262, 2001.

MAC KEITH, R. et al. The Little Club: memorandum on terminology and classification of cerebral palsy. **Cerebral Palsy Bulletin**, v. 5, p. 27-35, 1959.

MACLELLAN, C. L. et al. A critical threshold of rehabilitation involving brain-derived neurotrophic factor is required for poststroke recovery. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 25, n. 8, p. 740-748, 2011. ISSN 1545-9683.

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. Instrumentação em eletromiografia. **Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte. São Paulo: Universidade de São Paulo**, 2006.

MAYSTON, M. Bobath Concept: Bobath@ 50: mid-life crisis—What of the future? **Physiotherapy Research International**, v. 13, n. 3, p. 131-136, 2008. ISSN 1471-2865.

MAYSTON, M. J. The Bobath Concept Today. 2000.

\_\_\_\_\_. People with cerebral palsy: effects of and perspectives for therapy. **Neural Plast**, v. 8, n. 1-2, p. 51-69, 2001. ISSN 2090-5904 (Print). Disponível em: <  
[http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=11530888](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=11530888) >.

MCGIBBON, N. H. et al. Immediate and long-term effects of hippotherapy on symmetry of adductor muscle activity and functional ability in children with spastic cerebral palsy. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 90, n. 6, p. 966-974, 2009. ISSN 0003-9993.

MERLETTI, R. Standards for reporting EMG data. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 9, n. 1, p. 3-4, 1999.

MESTRINER, R. G. et al. Skilled reaching training promotes astroglial changes and facilitated sensorimotor recovery after collagenase-induced intracerebral hemorrhage. **Exp Neurol**, v. 227, n. 1, p. 53-61, Jan 2011. ISSN 1090-2430 (Electronic) 0014-4886 (Linking).

Disponível em: <

[http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=20850433](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=20850433) >.

MORENO-DE-LUCA, A. et al. Genetic [corrected] insights into the causes and classification of [corrected] cerebral palsies. **Lancet neurology**, v. 11, n. 3, p. 283, 2012. ISSN 1474-4422.

MORRIS, C.; BARTLETT, D. Gross motor function classification system: impact and utility. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 46, n. 1, p. 60-65, 2004. ISSN 1469-8749.

MUTCH, L. et al. Cerebral palsy epidemiology: where are we now and where are we going? **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 34, n. 6, p. 547-551, 1992. ISSN 1469-8749.

NAKAZAWA, K. et al. Induction of locomotor-like EMG activity in paraplegic persons by orthotic gait training. **Experimental brain research**, v. 157, n. 1, p. 117-123, 2004. ISSN 0014-4819.

NELSON, K. B.; GREYER, J. K. Causes of cerebral palsy. **Current opinion in pediatrics**, v. 11, n. 6, p. 487, 1999. ISSN 1040-8703.

NUDO, R. J. et al. Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct. **Science**, v. 272, n. 5269, p. 1791-1794, 1996. ISSN 0036-8075.

OEFFINGER, D. et al. Outcome assessments in children with cerebral palsy, part I: descriptive characteristics of GMFCS Levels I to III. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 49, n. 3, p. 172-180, 2007. ISSN 1469-8749.

OKUBO, Y. et al. Comparison of the activities of the deep trunk muscles measured using intramuscular and surface electromyography. **Journal of mechanics in medicine and biology**, v. 10, n. 4, p. 611-620, 2010.

PAGNUSSAT, A. S. et al. Effects of skilled and unskilled training on functional recovery and brain plasticity after focal ischemia in adult rats. **Brain Res**, v. 1486, p. 53-61, Nov 27 2012. ISSN 1872-6240 (Electronic) 0006-8993 (Linking). Disponível em: <  
[http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=23022567](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=23022567) >.

PALISANO, R. et al. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 39, n. 4, p. 214-223, 1997. ISSN 1469-8749.



PALISANO, R. J. et al. Stability of the gross motor function classification system.

**Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 48, n. 6, p. 424-428, 2006. ISSN 1469-8749.

\_\_\_\_\_. Content validity of the expanded and revised Gross Motor Function Classification System. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 50, n. 10, p. 744-750, 2008. ISSN 1469-8749.

PIERCE, S. R.. at al. Relationship Between Age and Spasticity in Children With Diplegic Cerebral Palsy. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 91, n. 3, p. 448-451, 2010. ISSN 0003-9993.

PLAUTZ, E. J. et al. Effects of repetitive motor training on movement representations in adult squirrel monkeys: role of use versus learning. **Neurobiology of learning and memory**, v. 74, n. 1, p. 27-55, 2000. ISSN 1074-7427.

PROSSER, L. A. et al. Trunk and hip muscle activation patterns are different during walking in young children with and without cerebral palsy. **Physical Therapy**, v. 90, n. 7, p. 986-997, 2010. ISSN 0031-9023.

RAINE, S. The current theoretical assumptions of the Bobath concept as determined by the members of BBTA. **Physiotherapy Theory and Practice**, v. 23, n. 3, p. 137-152, 2007. ISSN 0959-3985.

RAINE, S. et al. **Bobath concept: theory and clinical practice in neurological rehabilitation**. Wiley-Blackwell Chichester, 2009. ISBN 1405170417.

ROSENBAUM, P. et al. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. **Dev Med Child Neurol Suppl**, v. 109, n. 8-14, 2007.

ROSENBAUM, P.; STEWART, D. The World Health Organization International Classification of Functioning, Disability, and Health: a model to guide clinical thinking, practice and research in the field of cerebral palsy. 2004. Elsevier. p.5-10.

SANGER, T. D. et al. Classification and definition of disorders causing hypertonia in childhood. **Pediatrics**, v. 111, n. 1, p. e89-e97, 2003. ISSN 0031-4005.

SCHLEICHKORN, J. The Bobaths: A Biography of Berta and Karel Bobath. . v. 1ª edição, 1992.

SOMMERICH, C. M. et al. Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 6, p. 377-398, 2000. ISSN 1050-6411.

STEGEMAN, D.; HERMENS, H. Standards for surface electromyography: the european project "surface emg for non-invasive assessment of muscles (seniam). **Línea**). **Disponible en: <http://www.med.uni-jena.de/motorik/pdf/stegeman.pdf> [Consultado en agosto de 2008]**, 2007.

STEGEMAN, D. F. et al. Surface EMG models: properties and applications. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 313-326, 2000. ISSN 1050-6411.

STERGIOU, N. **Innovative analyses of human movement**. Human Kinetics Publishers, 2004. ISBN 0736044671.

STRAUB, K.; OBRZUT, J. E. Effects of cerebral palsy on neuropsychological function. **Journal of Developmental and Physical Disabilities**, v. 21, n. 2, p. 153-167, 2009. ISSN 1056-263X.

SWINNEN, E. et al. Methodology of electromyographic analysis of the trunk muscles during walking in healthy subjects: A literature review. **Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, 2011. ISSN 1873-5711.

TOPP, M. et al. Multiple birth and cerebral palsy in Europe: a multicenter study. **Acta obstetricia et gynecologica Scandinavica**, v. 83, n. 6, p. 548-553, 2004. ISSN 1600-0412.

TSORLAKIS, N. et al. Effect of intensive neurodevelopmental treatment in gross motor function of children with cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 46, n. 11, p. 740-745, 2004. ISSN 1469-8749.

TYSON, S.; SELLEY, A. The effect of perceived adherence to the Bobath concept on physiotherapists' choice of intervention used to treat postural control after stroke. **Disability & Rehabilitation**, v. 29, n. 5, p. 395-401, 2007. ISSN 0963-8288.

VAN DEN NOORT, J. C. et al. Evaluation of the catch in spasticity assessment in children with cerebral palsy. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 91, n. 4, p. 615-623, 2010. ISSN 0003-9993.

VARGUS-ADAMS, J. N. Inconsistencies with physical functioning and the child health questionnaire in children with cerebral palsy. **J Pediatr**, v. 153, n. 2, p. 199-202, 202 e1, Aug 2008. ISSN 1097-6833 (Electronic) 0022-3476 (Linking). Disponível em: <  
[http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list\\_uids=18534226](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=18534226) >.

VELIČKOVIĆ, T. D.; PERAT, M. V. Basic Principles of the Neurodevelopmental Treatment. 2005.

WOLF, S. I. et al. Gait analysis may help to distinguish hereditary spastic paraplegia from cerebral palsy. **Gait & Posture**, v. 33, n. 4, p. 556-561, 2011. ISSN 0966-6362.

YELNIK, A. P. et al. Rehabilitation of balance after stroke with multisensorial training: a single-blind randomized controlled study. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 22, n. 5, p. 468-476, 2008. ISSN 1545-9683.

## **7. ARTIGO**

### **Humeral external rotation affects trunk extensor muscles electromyography in children with cerebral palsy in a GMFCS level - dependent manner**

*(Submetido ao The Journal of Pediatrics)*

Camila Grazziotin<sup>1,2</sup>, Aline S. Pagnussat<sup>3,4</sup>, Anelise Simon<sup>2,4</sup>,  
Rodrigo Py<sup>4</sup>, Mário B. Wagner<sup>1</sup>

1. Programa de Pós-Graduação em Saúde da Criança e do Adolescente - Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), Brazil.
2. Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD) - Porto Alegre (RS), Brazil.
3. Departamento de Fisioterapia - Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre (UFCSPA), Brazil.
4. Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação - Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre (UFCSPA), Brazil.

Corresponding author:

Aline de Souza Pagnussat

Departamento de Fisioterapia

Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre – UFCSPA

Rua Sarmento Leite, 245

90050-170 - Porto Alegre, RS, Brazil.

Phone: + 55-51-3303 8776

Email: [alinespagnussat@gmail.com](mailto:alinespagnussat@gmail.com)

**Key Words:** spastic diplegic, neurodevelopmental treatment, Bobath therapy

**Abstract****Objective**

To examine the effects of three handlings through the elbow joint key point according to the neurodevelopmental treatment (NDT) on the electromyographic activity of trunk extensors muscles in children with cerebral palsy (CP).

**Study design**

A controlled 3-way crossover design involving 40 CP children. Electromyography (EMG) was used to measure the muscular activity at rest (R) and during internal rotation (IR) and external rotation (ER) handling through the elbow joint key point. Muscle recordings were performed at the fourth cervical (C4) vertebra and tenth thoracic (T10) vertebra levels. A one-minute interval for washout was provided between each mode of handling. Gross motor function was evaluated by means of the Gross Motor Function Classification System (GMFCS).

**Results**

We found that humeral ER handling caused an increase on EMG signal of trunk extensor muscles at the C4 vertebra ( $P = 0.007$ ) and T10 vertebrae ( $P < 0.001$ ). There was no decrease on muscular activity during the humeral IR handling at any evaluated point. Humeral ER handling caused different responses on EMG signal at the T10 vertebra level, according to the GMFCS level ( $P = 0.017$ ).

**Conclusion**

Humeral ER handling facilitated the trunk's extensor muscle activity at cervical and thoracic levels. In the target population of this study, humeral IR was not able to inhibit the muscle activity in any of the segments analyzed. Humeral ER handling effects on GMFCS levels should be explored further.

**List of Abbreviations**

C4 - fourth cervical vertebra

CP - cerebral palsy

EMG – electromyography

ER – external rotation

GMFCS - Gross Motor Function Classification System

IR – internal rotation

NDT- neurodevelopmental treatment

R - rest

T10 - tenth thoracic vertebra

## Introduction

Cerebral palsy (CP) is one of the most severe and prevalent disabilities in childhood. This term is used for a range of non-progressive syndromes of posture and motor impairment that results from an insult to the developing central nervous system.<sup>1-2</sup> CP may be associated with abnormal capacity of neuromuscular control, atypical muscle tone, irregular postural alignment and delayed motor skill acquisition.<sup>3-4</sup>

In recent years, the probability of survival has increased even among children with severe levels of disability. This reinforces the need to investigate rehabilitation techniques more deeply to provide suitable treatment for these patients. However, the beneficial effects of physiotherapy in children with CP are difficult to prove. This probably occurs because sensorimotor disorders after CP can be very different. In addition, lack of a clear and detailed description of rehabilitation programs associated with the insufficiency of suitable validated evaluation tools often make it difficult to reproduce research results.

The therapy approach most widely used for CP rehabilitation in childhood is Bobath therapy. This concept, known as “neurodevelopmental treatment” (NDT), aims at maximizing the child’s potential to improve motor competence and prevent musculoskeletal complications.<sup>5-6</sup> NDT is based on a conceptual model devised by Berta Bobath in 1940 and achieved popular acceptance through its empirical appropriateness.<sup>5</sup> The Bobath concept comprehends specific handling techniques, focusing on the normalization of muscle tone, improvement of postural alignment, and inhibition of abnormal reflexes through sensorial input to encourage child's active participation on development and practice of functional skills.<sup>7-8</sup> Despite the widespread use of NDT, studies of its effectiveness have reported conflicting or inconsistent findings and not resulted in any empirical consensus.<sup>5,9</sup>



Surface electromyography (EMG) is a noninvasive technique to measure electrical muscle activity using closely spaced electrodes overlying a restricted area of the skin. The EMG recordings during voluntary activity can be used as a diagnostic tool or a rehabilitation research instrument, especially in patients with system neuromuscular disorders.<sup>7, 10</sup>

Against this background, this study aimed to evaluate the effects of the humeral internal rotation (IR) and external rotation (ER) handling on EMG activity of cervical and thoracic extensor muscles of children with spastic diplegic CP. We hypothesized that humeral IR and ER would result in a decrease of EMG signal and an increase of EMG signal, respectively.

## **Methods**

A controlled 3-way crossover trial was conducted between June 2011 and September 2012 at the physical therapy department of Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD) (Porto Alegre, Brazil).

Ethical approval was given by all health authorities involved and the University Committee of Ethics (Ethics Committee of the Universidade Federal do Rio Grande do Sul of Porto Alegre, Protocol No. 11-822). Written informed consent was obtained from the parents of children prior to their enrollment in this study, which was conducted in compliance with the current revision of the Declaration of Helsinki and the Good Clinical Practice guidelines.

Children were eligible for inclusion if they were between 3 and 18 years of age, with spastic CP, and level 1–5 by The Gross Motor Function Classification System (GMFCS). The GMFCS is a valid, reliable tool that stratifies children into five groups based on gross motor function, with emphasis on sitting and walking.<sup>11</sup> This scale is considered the best available

single classification system for describing aspects of PC severity.<sup>12</sup> Children with other physical abnormality types, genetic syndromes, or severe comorbidities were excluded.

EMG recording was performed in the sitting posture during the R, and humeral ER and IR handling through elbow joint. A 1-min interval for washout was provided between each of the modes of handling. At enrollment, handling sequence was prospectively randomized, and interventions on children were made by sequential selection in random order to avoid the influence of acquisitions orders (Figure 1). The comparison was made between positions but not among children.

EMG recording was performed in the sitting posture during the R, and humeral ER and IR handling through elbow joint. A 1-min interval for washout was provided between each of the modes of handling. The sequence of execution interventions was randomly assigned for each participant to avoid the influence of acquisitions orders (Figure 1). The comparison was made between positions but not among children.

All children underwent the standardized handling, performed by the same researcher. For the experimental trials, participants sat on a stable bed without back support and without foot support. At rest, participants were instructed to keep their arms at their sides and not perform muscle action. Muscle activity was recorded after a warning signal along 10 seconds for each experimental situation (R, IR, and ER). EMG signals were recorded through circular neonatal surface electrodes of Ag/AgCl, with 20 mm diameter (MAXICOR Medical Products, Brazil), under bipolar configuration using interelectrode distance of 20 mm, as recommended by guidelines of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK) and the Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) project.<sup>10, 13</sup> The electrodes were placed over the region cervical dorsal (wide) on right side of the body, in points of fourth cervical vertebra (C4) and tenth thoracic vertebra (T10) levels, approximately 2 cm from the spine over the mass of paraspinal muscle longitudinally to the

direction of the muscle fiber of all muscles.<sup>14</sup> A reference electrode was placed on the right tibial tuberosity.

Body hair was shaved away from the site of electrode placement, and the skin was gently abraded and cleaned with alcohol 70% to keep interelectrode resistance low.<sup>10</sup> To prevent movement of the cables from interfering with EMGs signals, the electrodes and the cables were fixed with adhesive tape (Transpore, Nexcare – 3M).

The acquisition of EMG signals was performed using an electromyograph device with four channels, Miotec®, model Miottol400, 14-bit resolution, electrical isolation of 5000 volts and 2000 Hz per channel, common mode rejection ratio of 110db, and connection to computer by USB port. Data were collected and analyzed using the software Miograph 2.0. A notebook was used to collect and process data.

The signals were filtered to a fourth-order Butterworth filter and band-pass with cut-off frequencies between (10Hz and 400Hz). The signal was clipping for exclude the ‘delay’ in handling execution. Therefore, we excluded the first two and last two seconds of the 10 seconds total, and we calculated the average root mean square (RMS) for the two muscles regions of interest (C4 and T10). To allow comparison of activity between different muscles regions and the handlings, the EMG signal should be normalized, expressed in relation to a reference value. For data analysis, we used all RMS values normalized by the Dynamic Mean Method because the children in this study had abnormal movement patterns and muscle action due to CP.<sup>15</sup> Thus, we calculated the average of the three maximum values of RMS for data normalization.

### **Statistical Analysis**

To detect a Cohen’s effect size (E/S) > 0.5 with a statistical power of 90% and a 2-sided significance level ( $\alpha$ ) of 0.05, a sample size of 40 patients would be required in a crossover trial.

Continuous data were described using mean and standard deviation whereas for categorical data we used counts and percentages. For each outcome, we fitted a repeated-measures mixed-effects model with handling treatment as independent variable, testing for sequence and treatment-sequence interaction effects, and adjusting for age, and GMFCS-levels. Additionally we tested the interaction effect of handling by GMFCS-level.

For post-hoc comparisons we used the Sidak's multiple comparisons procedure. To evaluate the magnitude of the effects of handlings, we used the Cohen's effect size statistic (E/S) taking the overall resting EMG signal's standard deviation as the reference under the homogeneity of variances assumption. Significance level was set at  $\alpha = 0.05$ . Data were analyzed using SPSS version 18.0.

## **Results**

Considering the crossover design of this study, we initially tested sequence and treatment by sequence interaction effects on responses. We found no significant influences of these two factors.

During the study period, children were evaluated at AACD. Baseline characteristics of the study patients are shown in Table 1.

On region C4, there was overall response of change EMG signal to the handlings ( $P = 0.023$ ), presented in Figure 2. Comparing R with ER, there was increased of EMG signal during the handling, suggesting activation of the target muscles ( $P = 0.007$ ). No significant effects were observed between R and humeral IR handling, or between humeral IR and humeral ER handling (Figure 2).

On region T10, the overall response the EMG signal to the handling was also significant ( $P = 0.039$ ). When compared to the R, the humeral ER handling caused increased EMG signal with muscle activation consequent ( $P < 0.001$ ), as well as during the humeral IR ( $P = 0.019$ ). There were no observed significant effects between humeral IR and humeral ER handling. These observations are also showed on Figure 2.

There were no significant differences on results between handlings and age in both points analyzed C4 ( $P = 0.298$ ) and T10 ( $P = 0.699$ ). Thus, all children were influenced by handlings independent of age presented.

On the C4 region, the results showed no significant difference between handling and GMFCS level ( $P = 0.367$ ); however, in the T10 region, there were differences on signal EMG by GMFCS level (handling-by-GMFCS interaction;  $P = 0.017$ ) (Figure 3). For analysis of results, the 4–5 GMFCS levels were combined due to small number of children in each group. During the humeral IR handling, the results showed gradual increase in 1–2 GMFCS levels, with considerable drop from 3 GMFCS level, getting close to zero for 4–5 GMFCS levels (Table 2). The humeral ER handling results were similar, but in the 2 GMFCS level, the increase of EMG signal was a higher value and a negative value for the 4–5 GMFCS levels, as shown in Table 2 and Figure 3. Additionally, Table 2 shows the absolute mean difference between the humeral IR handling and the R ( $\Delta$ IR-R), and between the humeral ER handling and the R ( $\Delta$ ER-R), with the respective Cohen's effect size for mean differences.

No adverse events occurred in any of the children during the study, and there were no patients who showed problems during the study.

## Discussion

The purpose of the current study was to investigate if humeral IR or ER handling through elbow joint modified the trunk muscle activation in spastic diplegic CP children. The significance of investigating this approach refers to its widespread use in rehabilitation to inhibit primitive synergistic patterns of movement as well as to facilitate normal motor behavior.<sup>5, 16</sup>

Our results showed that electromyographic activity at cervical and thoracic levels increased when the humeral ER was induced by means of elbow key point. This handling allows placing the scapula in a retraction position and keeping it depressed.<sup>17</sup> Facilitation techniques allowed the joint compression or distraction and led to an increase of afferent sensorial and proprioceptive information seeking for active responses in target muscles necessary for correct execution of functional tasks.<sup>18</sup> Facilitation handling also affects the visco-elastic properties of muscle–tendon units, modifying muscle length and putting them in a more favorable biomechanical position for the sarcomere overlap and generation of concentric tension.<sup>19</sup> It is well established that the shoulder complex position is critical for motor performance in the upper limb under neurological conditions.<sup>20-21</sup> Our results demonstrate that therapeutic handling when placing the shoulder in an ER position is also able to facilitate activity of extensor muscles at the selected cervical and thoracic levels.

Nonetheless, the EMG activity of selected extensors muscles was not decreased compared to rest or ER levels when the therapeutic handling included the humeral IR. This lack of muscle inhibition was observed either the cervical and thoracic levels. Additionally, contradicting our initial hypothesis, IR handling increased the muscle EMG activity at thoracic spine level when compared to at-rest recordings. This finding may be due to the motor profile of children with spastic diplegic CP. In these children, the major motor

impairment is observed primarily in the lower limbs, and the involvement of the trunk musculature is not always evident.<sup>22-23</sup> In view of the selected CP topography for this study and their motor characteristics (1–3 GMFCS level),<sup>24</sup> we hypothesized that these children could produce active contraction of the extensor muscles when IR was induced by means of the elbow key point handling.

Through the key point of control, it is possible to conduct movements, influence muscle tone, improve postural alignment and postural self-organization, as well as increase active participation in the proposed tasks.<sup>8</sup> Self-organization facilitated by handlings at key points of control generates the integration of posture and movement, allowing the use of anticipatory strategies contributing to the learning and planning motor.<sup>18, 25</sup> Normal movements are facilitated and abnormal patterns are inhibited to allow appropriated active reactions when the therapist is not controlling the movement.<sup>5</sup> The therapist induces the expected response by means of the stimulating the sensorial pathways that are the gateways to motor control and motor learning.<sup>18, 26</sup>

The movement arises from the interaction of the systems of perception and action execution.<sup>18</sup> The central mechanisms for producing movement and the generation of specific motor programs are possibly allowed through facilitation handling in different positions since the construction of the motor engram depends on the prior experience sensory motor.<sup>27</sup> Several studies have reported an activity-dependent brain plasticity during the rehabilitation processes.<sup>28-29</sup> Learning-dependent plasticity and motor recovery includes increase in the protein synthesis, neuroglial adaptations, enhancement of the presynaptic and postsynaptic efficiency, synaptogenesis, and cortical map reorganization.<sup>18, 30-31</sup> These adaptations are proportional to the complexity of motor learning and correlate with functional recovery in neurological conditions.<sup>18, 32</sup>

Since brain plasticity depends on the motor activity level and training of functional tasks,<sup>33</sup> Bobath's neurodevelopmental technique approach would be an excellent choice for rehabilitation since these are the therapeutic principles reinforced.<sup>5, 32</sup> However, according to our results, sometimes the handling techniques did not produce the intended effect. We demonstrated a possible interaction between EMG muscle activity and GMFCS levels when therapeutic handling includes ER rotation, scapular retraction, and depression. The absolute mean difference between IR and ER handling and R (score delta) suffered a gradual increase in the 1–2 GMFCS levels and an important reduction from 3 to 4–5 levels (Figure 3). GMFCS is a 5-level classification system that describes the gross motor function of CP children on the basis of their self-initiated movement in a crescent pattern of impairment.<sup>11</sup> Thus, humeral ER handling would be more effectively used for increasing the extensor muscle activity when children have slight motor problems.

This investigation aimed to contribute for the evidence-based physiotherapy practice on cerebral palsy rehabilitation. According to the results of the electromyographic evaluation, we conclude that humeral ER can be used for diplegic CP children rehabilitation to facilitate cervical and trunk extensor muscles activity in a GMFCS level-dependent manner. As far as we know, this is the first study to demonstrate the effects of muscle activation under this specific approach. Clearly, more experimental work is needed to clarify this issue and establish the most appropriate rehabilitation treatment for spastic diplegic cerebral palsy children.



## References

- 1 Koman LA, Smith BP, Shilt JS. Cerebral palsy. *Lancet*. 2004;363:1619-31.
- 2 Girard S, Kadhim H, Beaudet N, Sarret P, Sebire G. Developmental motor deficits induced by combined fetal exposure to lipopolysaccharide and early neonatal hypoxia/ischemia: a novel animal model for cerebral palsy in very premature infants. *Neuroscience*. 2009;158:673-82.
- 3 Moreno-De-Luca A, Ledbetter D, Martin C. Genetic [corrected] insights into the causes and classification of [corrected] cerebral palsies. *Lancet neurology*. 2012;11:283.
- 4 Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, Leviton A, Paneth N, Dan B, et al. Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2005;47:571-6.
- 5 Tsorlakis N, Evaggelinou C, Grouios G, Tsorbatzoudis C. Effect of intensive neurodevelopmental treatment in gross motor function of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2004;46:740-5.
- 6 Goldstein M. The treatment of cerebral palsy: what we know, what we don't know. *The Journal of pediatrics*. 2004;145:S42-S6.
- 7 Mayston MJ. People with cerebral palsy: effects of and perspectives for therapy. *Neural Plast*. 2001;8:51-69.
- 8 Knox V, Evans AL. Evaluation of the functional effects of a course of Bobath therapy in children with cerebral palsy: a preliminary study. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2002;44:447-60.
- 9 Butler C, Darrah J. Effects of neurodevelopmental treatment (NDT) for cerebral palsy: an AACPD evidence report. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2001;43:778-90.

- 10 Luca CJD. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997;13:1-38.
- 11 Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, Russell D, Wood E, Galuppi B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 1997;39:214-23.
- 12 Vargus-Adams JN. Inconsistencies with physical functioning and the child health questionnaire in children with cerebral palsy. *J Pediatr*. 2008;153:199-202, e1.
- 13 Merletti R. Standards for reporting EMG data. *J Electromyogr Kinesiol*. 1999;9:3-4.
- 14 Criswell E. *Cram's introduction to surface electromyography*: Jones & Bartlett Learning; 2010.
- 15 Burden A, Bartlett R. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. *Medical engineering & physics*. 1999;21:247-57.
- 16 Dechaumont-Palacin S, Marque P, De Boissezon X, Castel-Lacanal E, Carel C, Berry I, et al. Neural correlates of proprioceptive integration in the contralesional hemisphere of very impaired patients shortly after a subcortical stroke: an fMRI study. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2008;22:154-65.
- 17 Bly L, Whiteside A. *Facilitation techniques based on NDT principles: Therapy Skill Builders Tucson AZ*; 1997.
- 18 Graham JV, Eustace C, Brock K, Swain E, Irwin-Carruthers S. The Bobath concept in contemporary clinical practice. *Topics in stroke rehabilitation*. 2009;16:57-68.
- 19 Winters TM, Takahashi M, Lieber RL, Ward SR. Whole muscle length-tension relationships are accurately modeled as scaled sarcomeres in rabbit hindlimb muscles. *Journal of biomechanics*. 2011;44:109-15.

- 20 Buccino G, Arisi D, Gough P, Aprile D, Ferri C, Serotti L, et al. Improving upper limb motor functions through action observation treatment: a pilot study in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2012.
- 21 Feys HM, De Weerdt WJ, Selz BE, Steck GAC, Spichiger R, Vereeck LE, et al. Effect of a Therapeutic Intervention for the Hemiplegic Upper Limb in the Acute Phase After Stroke A Single-Blind, Randomized, Controlled Multicenter Trial. *Stroke*. 1998;29:785-92.
- 22 Straub K, Obrzut JE. Effects of cerebral palsy on neuropsychological function. *Journal of Developmental and Physical Disabilities*. 2009;21:153-67.
- 23 Wolf SI, Braatz F, Metaxiotis D, Armbrust P, Dreher T, Döderlein L, et al. Gait analysis may help to distinguish hereditary spastic paraplegia from cerebral palsy. *Gait & Posture*. 2011;33:556-61.
- 24 Howle JM. *Neuro-developmental treatment approach: theoretical foundations and principles of clinical practice*: Osseum Entertainment; 2002.
- 25 Langhammer B, Stanghelle JK. Can physiotherapy after stroke based on the Bobath concept result in improved quality of movement compared to the Motor Relearning Programme. *Physiotherapy Research International*. 2011;16:69-80.
- 26 Yelnik AP, Le Breton F, Colle FM, Bonan IV, Hugeron C, Egal V, et al. Rehabilitation of balance after stroke with multisensorial training: a single-blind randomized controlled study. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2008;22:468-76.
- 27 Veličković TD, Perat MV. *Basic Principles of the Neurodevelopmental Treatment*. 2005.
- 28 Plautz EJ, Milliken GW, Nudo RJ. Effects of repetitive motor training on movement representations in adult squirrel monkeys: role of use versus learning. *Neurobiol Learn Mem*. 2000;74:27-55.

- 29 Pagnussat AS, Simao F, Anastacio JR, Mestriner RG, Michaelsen SM, Castro CC, et al. Effects of skilled and unskilled training on functional recovery and brain plasticity after focal ischemia in adult rats. *Brain Res.* 2012;1486:53-61.
- 30 Mestriner RG, Pagnussat AS, Boisserand LS, Valentim L, Netto CA. Skilled reaching training promotes astroglial changes and facilitated sensorimotor recovery after collagenase-induced intracerebral hemorrhage. *Exp Neurol.* 2011;227:53-61.
- 31 MacLellan CL, Keough MB, Granter-Button S, Chernenko GA, Butt S, Corbett D. A critical threshold of rehabilitation involving brain-derived neurotrophic factor is required for poststroke recovery. *Neurorehabil Neural Repair.* 2011;25:740-8.
- 32 Hesse S, Jahnke MT, Schaffrin A, Lucke D, Reiter F, Konrad M. Immediate effects of therapeutic facilitation on the gait of hemiparetic patients as compared with walking with and without a cane. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control.* 1998;109:515-22.
- 33 Wang RY, Tseng HY, Liao KK, Wang CJ, Lai KL, Yang YR. rTMS Combined With Task-Oriented Training to Improve Symmetry of Interhemispheric Corticomotor Excitability and Gait Performance After Stroke A Randomized Trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair.* 2012;26:222-30.

**Table 1. Demographics characteristics of participants**

	(n=40)
Age, mo, mean (SD)	82.8 (25.9)
Sex (female), no. (%)	22 (55.0)
GMFCS <sup>*</sup> , no. (%)	
1	3 (7.5)
2	9 (20.0)
3	20 (52.5)
4	6 (15.0)
5	2 (5.0)

<sup>\*</sup>Gross Motor Function Classification System.

**Table II. Electromyographic (EMG) signals for handlings according to the Gross Motor Function Classification System (GMFCS) levels at T10 vertebra**

GMFCS	Rest	Internal Rotation			External Rotation		
	EMG (%) $\pm$ SE*	EMG (%) $\pm$ SE*	$\Delta$ IR-R <sup>†</sup>	E/S <sup>‡</sup>	EMG (%) $\pm$ SE	$\Delta$ ER-R <sup>†</sup>	E/S <sup>‡</sup>
1	21.9 $\pm$ 4.7	31.3 $\pm$ 4.7	9.4	1.2	31.3 $\pm$ 4.7	9.4	1.2
2	16.4 $\pm$ 2.7	26.9 $\pm$ 2.7	10.5	1.3	33.4 $\pm$ 2.7	16.5	2.1
3	26.0 $\pm$ 1.8	27.9 $\pm$ 1.8	1.9	0.2	32.8 $\pm$ 1.8	6.8	0.8
4 - 5	28.3 $\pm$ 2.8	29.4 $\pm$ 2.8	1.1	0.1	27.1 $\pm$ 2.8	-1.2	-0.1

\*Mean of normalized EMG signal  $\pm$  standard error

† Absolute mean difference between handling and rest.

‡Cohen's effect size for mean differences.

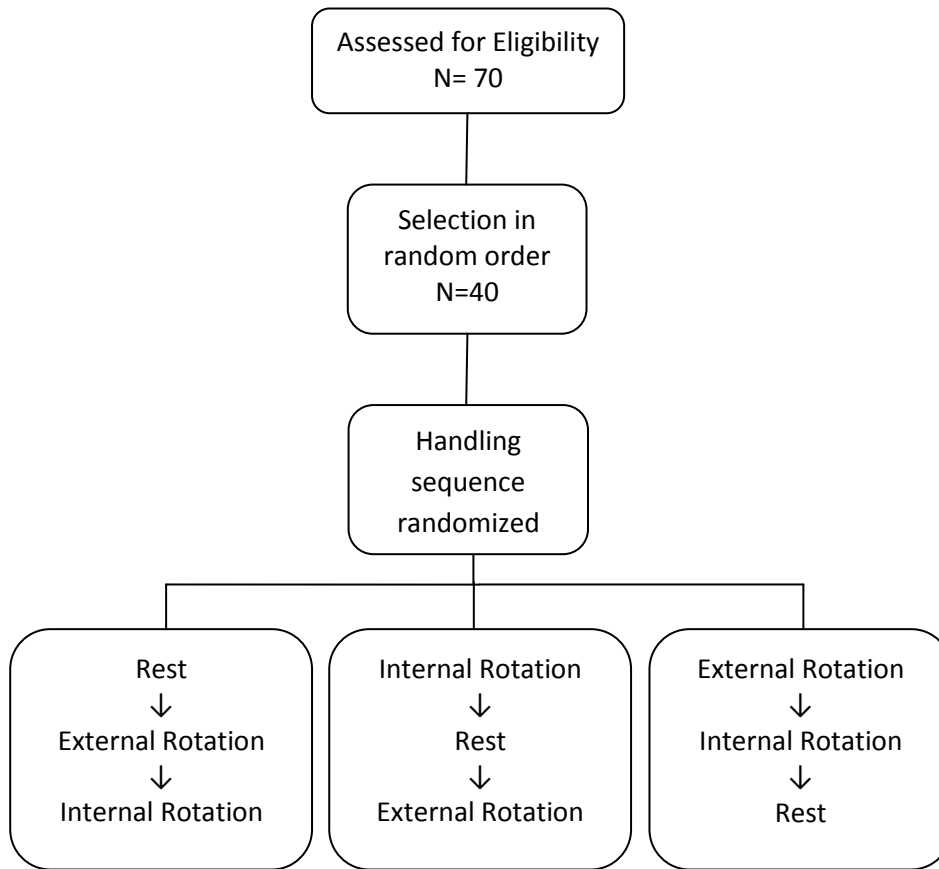
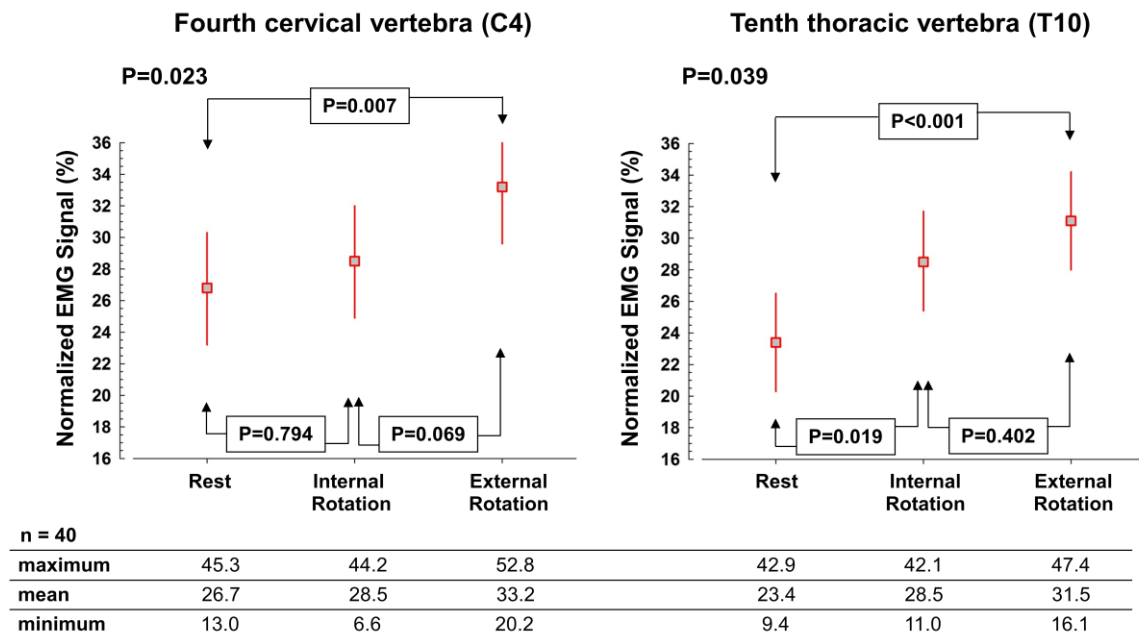
**Figure 1****Figure 1.** Flow diagram of interventions through the controlled 3-way crossover trial.

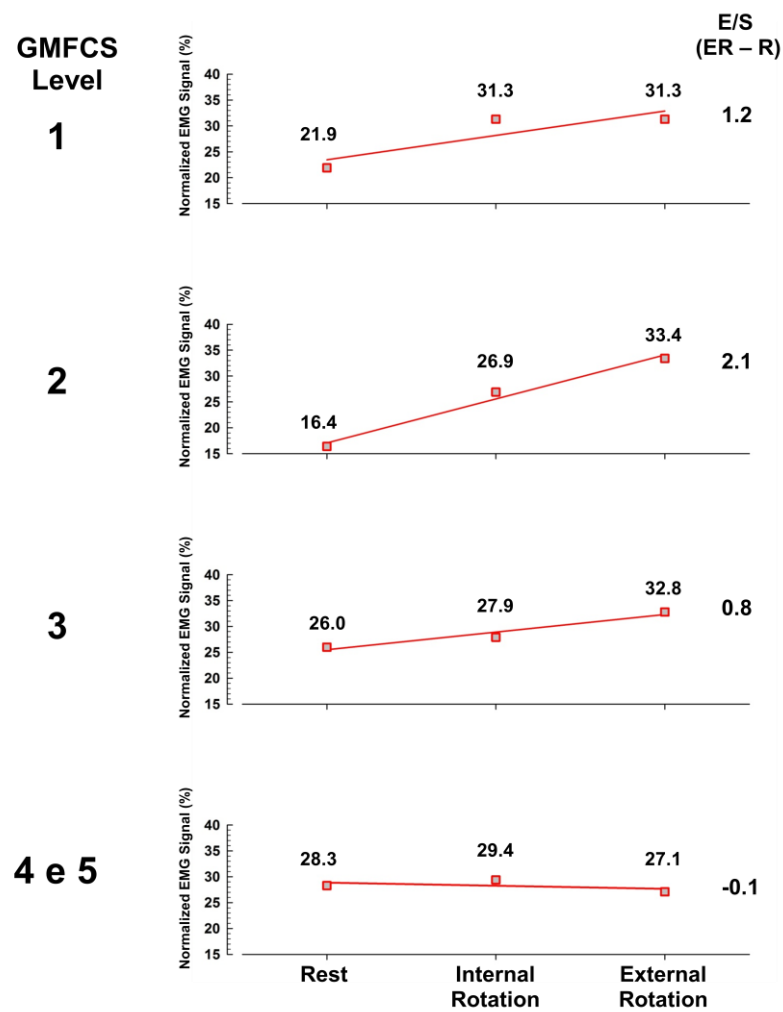
Figure 2



**Figure 2.** Mean values and their respective 95% confidence intervals of normalized EMG signals for three different handling interventions recorded on C4 and T10 vertebrae regions. Means were adjusted for age and GMFCS level in a linear mixed model followed by Sidak's adjustment for multiple comparisons. For each handling minimum and maximum individual values observed were also provided.



Figure 3



**Figure 3.** Mean values of normalized EMG signals for three handling interventions record on T10 vertebra region showing different response according to GMFCS level (handling-by-GMFCS interaction;  $P=0.017$ , adjusted by age. E/S: Cohen's effect size statistic, ER: external rotation, R: rest.

## **8. CONSIDERAÇÕES FINAIS**

Os resultados obtidos neste estudo permitiram a conclusão de que o manuseio em ponto-chave de controle cotovelo com RE de ombro facilitou a atividade dos músculos extensores de tronco da população avaliada, com o aumento do sinal EMG durante o manuseio preconizado pelo NTD.

O manuseio com ponto-chave de controle cotovelo com RI de ombro, não inibiu a atividade da musculatura avaliada, conforme defendido pelo conceito Bobath. Todavia, as características da população avaliada podem ser a resposta para este resultado. As crianças com diplegia espástica do nível GMFCS 3, representaram a maior parte da amostra, com o evidente comprometimento dos membros inferiores, sendo que não foi constatado na maioria dos participantes, a presença de reflexos e reações indesejadas, onde o manuseio de inibição possivelmente causaria influência na atividade da musculatura alvo. Assim, são necessários novos estudos com abordagem no manuseio de inibição.

O manuseio de facilitação em rotação externa provocou variação na resposta da ativação muscular, conforme o nível de GMFCS, onde os graus de maior comprometimento (4-5) não sofreram influência positiva ao manuseio, sem aumento do sinal EMG durante a intervenção. O achado também pode estar relacionado com as características motoras das crianças classificadas nestes níveis motores, o que pode ser investigado em estudos futuros, para maiores contribuições à pesquisa na área da reabilitação neurofuncional.

**APÊNDICE A: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)****TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Ao assinar este documento, estou consentindo minha participação e da criança pela qual sou responsável, na pesquisa sob responsabilidade da fisioterapeuta Camila Grazziotin dos Santos, do Programa de Pós Graduação da Saúde da Criança e do Adolescente na Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS, sob orientação do Prof. Dr. Mário Wagner e co-orientação da Prof. Dra. Aline Pagnussat. Tenho conhecimento que o estudo visa estudar a atividade muscular eletromiográfica, durante o manuseio em ponto-chave cotovelo, em crianças com Paralisia Cerebral, vinculadas à Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD). Os locais para a realização da coleta dos dados serão a sede da AACD de Porto Alegre, bem como o Laboratório da Universidade Federal de Ciências da Saúde de Porto Alegre (UFCSPA), em horários a combinar com a pesquisadora. As informações adquiridas serão utilizadas somente para fins científicos, com a intenção de proporcionar novos conhecimentos para os profissionais da área da saúde.

A pesquisadora me proporcionou as seguintes orientações:

1 Após esclarecimentos gerais sobre a pesquisa, bem como a leitura deste termo e assinatura em duas vias do mesmo, sendo uma delas de minha posse, iniciará a minha participação e a da criança pela qual sou responsável na pesquisa.

2 Serei informado sobre todos os procedimentos realizados, assim como, os resultados obtidos e em qualquer momento, receberei esclarecimentos sobre dúvidas eventuais.

3 As informações coletadas não serão vinculadas à minha identidade ou da criança, sendo a nós reservado o anonimato. Apenas a pesquisadora ou alguém por ela autorizado, terá acesso aos dados da pesquisa.

4 Durante o processo da pesquisa, eu e a criança, teremos total acompanhamento e assistência da pesquisadora.

5 A nossa participação envolverá as seguintes fases:

- Entrevista inicial.
- Realização do teste de eletromiografia de superfície.

6 A entrevista abordará aspectos de identificação individual e eventos clínicos do desenvolvimento da criança.

7 A aplicação do teste de eletromiografia de superfície será realizado pela pesquisadora, em horário previamente acordado, com duração média de uma (1) hora. O teste poderá ser remarcado ou repetido conforme necessidade da pesquisadora e da criança ou responsável participante.

8 A minha participação, bem como a da criança, é totalmente voluntária, sem pagamento, uma vez que a pesquisa não oferece fins lucrativos. Se me surgir algum gasto financeiro em função da pesquisa, este me será reembolsado pela pesquisadora.

9 Se em algum momento quiser cancelar a minha participação e a da criança na pesquisa, entrarei em contato com a pesquisadora pelos telefones: (51)\_34 13 55 83 ou (51) 95 16 87 88.

DATA:        /        /       

NOME DA CRIANÇA: \_\_\_\_\_

NOME DO RESPONSÁVEL: \_\_\_\_\_

ASSINATURA DO RESPONSÁVEL: \_\_\_\_\_

NOME DO PESQUISADOR RESPONSÁVEL: \_\_\_\_\_

ASSINATURA DO PESQUISADOR RESPONSÁVEL: \_\_\_\_\_

**APÊNDICE B: MODELO DE ENTREVISTA INICIAL**

ENTREVISTA INICIAL

Nome da criança: \_\_\_\_\_

Data de nascimento: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_      Idade: \_\_\_\_\_

Nome do responsável: \_\_\_\_\_

Idade: \_\_\_\_\_ Profissão: \_\_\_\_\_

Procedência: \_\_\_\_\_ Classificação social: \_\_\_\_\_

Diagnóstico Clínico: \_\_\_\_\_

Topografia: \_\_\_\_\_ Nível Motor: \_\_\_\_\_

Medicações (especificar horários): \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Uso de dispositivo auxiliar (especificar): \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Cirurgias prévias: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Aplicação de toxina: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Terapias que realiza na AACD (especificar o tempo): \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Terapias que realiza fora da AACD (especificar o tempo): \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Tratamentos de reabilitação prévios: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

DATA: \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_

NOME DO RESPONSÁVEL: \_\_\_\_\_

ASSINATURA DO RESPONSÁVEL: \_\_\_\_\_

NOME DO PESQUISADOR RESPONSÁVEL: \_\_\_\_\_

ASSINATURA DO PESQUISADOR RESPONSÁVEL: \_\_\_\_\_