

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS (UFSCar)
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE (CCBS)
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA (DFisio)
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA (PPGft)
LABORATÓRIO DE ANÁLISE DO DESENVOLVIMENTO INFANTIL (LADI)

LAÍS DA CRUZ REIS COSTA

**CONTROLE POSTURAL EM CONDIÇÕES DE MANIPULAÇÃO DE TAREFA EM
CRIANÇAS E ADOLESCENTES COM PARALISIA CEREBRAL**

SÃO CARLOS-SP

2021

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS (UFSCar) CENTRO DE CIÊNCIAS
BIOLÓGICAS E DA SAÚDE (CCBS) DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA (DFisio)
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA (PPGFt)
LABORATÓRIO DE ANÁLISE DO DESENVOLVIMENTO INFANTIL (LADI)

**CONTROLE POSTURAL EM CONDIÇÕES DE MANIPULAÇÃO DE TAREFA EM
CRIANÇAS E ADOLESCENTES COM PARALISIA CEREBRAL**

Dissertação apresentada ao Programa de
Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade
Federal de São Carlos, para obtenção do título de
Mestre em Fisioterapia.

Área de Concentração: Fisioterapia e Desempenho Funcional

Orientadora: Prof.^a Dr.^a. Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha

Coorientadora: Prof.^a Dr.^a Silvia Letícia Pavão

Universidade Federal do Paraná

SÃO CARLOS-SP

2021



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

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

Folha de Aprovação

Defesa de Dissertação de Mestrado da candidata Laís da Cruz Reis Costa, realizada em 26/10/2021.

Comissão Julgadora:

Profa. Dra. Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha (UFSCar)

Profa. Dra. Ana Raquel Rodrigues Lindquist (UFRN)

Prof. Dr. Paulo Henrique Silva Pelicioni (University of Otago)

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

O Relatório de Defesa assinado pelos membros da Comissão Julgadora encontra-se arquivado junto ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia.

Dedico essa dissertação à minha família,
e à todos profissionais e estudantes que se dedicam
ao universo da neuropediatria,
e também às famílias com crianças com deficiência.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha orientadora Adriana, e a coorientadora Sílvia, pela confiança depositada em mim, pela paciência, pela disponibilidade em ensinar. Vocês são exemplos a serem seguidos, e é uma honra ter participado desse trabalho ao lado de profissionais tão competentes

Agradeço à minha família, pelo apoio e incentivo durante todo processo.

Agradeço ao meu marido, por sempre estar ao meu lado, sonhando os meus sonhos, acreditando em mim, mesmo quando nem eu mesma acreditava, sem você eu não chegaria em lugar algum, você é o meu exemplo de determinação, de trabalho duro.

Agradeço ao meu filho, razão do meu viver, minha alegria diária, meu maior presente, mesmo sendo tão pequeno, sem entender o que se passa, consegue me acolher nos momentos difíceis com o melhor abraço e o maior sorriso. Sozinha, eu posso ir mais rápido, mas com você eu vou mais feliz.

Agradeço aos meus amigos: Josse, Túlio, Anne e Dandara, pelas conversas, risadas, e pela companhia, que mesmo sendo virtual, faz diferença na minha vida; e à Sônia e Cláudia, por toda a ajuda.

Ao programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da UFSCar, pelo acolhimento ofertado e por propiciar as condições necessárias para a realização deste trabalho.

Agradeço também à Camila Gâmbaro e à professora Tatiana Sato, pela ajuda com a análise estatística e à Ana Kleiner, pela ajuda com o processamento de dados; às professoras Ana Carol e Anielle, pelas valiosas contribuições feitas na qualificação.

Agradeço ao Laboratório de Análise do Desenvolvimento Infantil (LADI), por todas as reuniões, e conhecimento agregado.

Agradeço ao professor Paulo Pelicioni e à professora Raquel Lindquist por aceitarem participar da banca de defesa.

Agradeço ao CNPq e a CAPES, pelo apoio financeiro.

No fundo, todos temos necessidade
de dizer quem somos
e o que é que estamos a fazer e a
necessidade de deixar algo feito,
porque esta vida não é eterna
e deixar coisas feitas pode ser
uma forma de eternidade.

José Saramago

RESUMO

O controle postural é importante para a independência nas atividades de vida diária de crianças e adolescentes e é dependente da interação entre os sistemas visual, somatossensorial e vestibular. Além disso, o sistema sensorial modifica o comando motor eferente, regulando o sistema musculoesquelético, para promover ações voluntárias e automáticas, modulando o controle postural de acordo com as demandas do ambiente. Entretanto, indivíduos com paralisia cerebral (PC), em decorrência das lesões apresentadas no sistema nervoso central, apresentam déficits motores e de processamento das informações sensoriais, que acarretam em prejuízo ao controle postural. Em diversas situações cotidianas, nas quais os *inputs* sensoriais estão diminuídos, como em condições de baixa luminosidade e sem apoio para membros superiores, pode ocorrer exacerbação da dificuldade no controle postural, aumentando assim o risco de quedas. Diante disso, surgiu a necessidade de revisar a literatura sobre manipulação sensorial e sintetizar sua influência sobre o controle postural, atualizando uma revisão sistemática já existente. Assim, foi realizado o estudo I, intitulado ‘‘Manipulação sensorial e controle postural em indivíduos com paralisia cerebral: Uma revisão sistemática’’. Esse estudo verificou que a manipulação sensorial pode ser facilitadora do controle postural, quando é utilizado um estímulo visual adicional, ou pode causar prejuízo, quando a informação sensorial é restringida/reduzida, porém, os estudos incluídos não investigaram como ocorrem os padrões de ativação muscular em associação ao comportamento do centro de pressão, durante a manipulação das diversas informações sensoriais. Dessa maneira, notou-se uma lacuna na literatura e surgiu a motivação para realização do estudo II, intitulado ‘‘Controle Postural em ortostatismo nas condições de manipulação de tarefa em crianças e adolescentes com Paralisia Cerebral’’, no qual foram avaliadas crianças e adolescentes típicas e com PC, com objetivo de verificar o efeito de quatro condições (olho aberto com apoio; olho aberto sem apoio; olho fechado com apoio e olho fechado sem apoio) sobre a oscilação postural, avaliada pelo deslocamento do centro de pressão, em ortostatismo; e sobre a ativação muscular, avaliada pelo RMS e cocontração, de membros inferiores e tronco. O estudo permitiu observar que o grupo com PC apresentou maior oscilação postural que o grupo típico, em todas as condições avaliadas. Na avaliação da ativação muscular, nota-se que o grupo PC utiliza estratégias diferentes que as do grupo típico, para manutenção do controle postural. Assim, estes estudos contribuem com os profissionais de reabilitação, conduzindo reflexões sobre como utilizar a manipulação das condições de tarefa tanto para facilitar, quanto para desafiar o controle postural, a depender do objetivo da terapia.

Palavras-chave: Controle postural, manipulação sensorial, ativação muscular, cocontração, paralisia cerebral.

ABSTRACT

Postural control is important for independence in the daily activities of children and adolescents and is dependent on the interaction between the visual, somatosensory and vestibular systems. In addition, the sensory system modifies the efferent motor command, regulating the musculoskeletal system, to promote voluntary and automatic actions, modulating postural control according to the demands of the environment. However, individuals with cerebral palsy (CP), as a result of lesions in the central nervous system, have motor deficits and sensory information processing deficits, which impair postural control. In many everyday situations, in which sensory inputs are reduced, such as in low light conditions and without support for the upper limbs, there may be an exacerbation of the difficulty in postural control, thus increasing the risk of falls. In view of this, the motivation to develop a systematic review arose, in order to verify sensory manipulation and synthesize its influence on postural control, updating an existing systematic review. Thus, a study was carried out, entitled "Sensory manipulation and postural control in individuals with cerebral palsy: A systematic review". It was found that sensory manipulation can facilitate postural control when an additional visual stimulus is used, or it can cause harm when sensory information is restricted/reduced, however, the included studies did not investigate how muscle activation patterns occur, in association with the behavior of the center of pressure, during the manipulation of different sensory information. After the finalization and interpretation of the review, gaps were noticed regarding the topic and the population of interest. In this way, study II was prepared, entitled "Postural Control in conditions of task manipulation in children and adolescents with Cerebral Palsy" emerged, in which typical and children and adolescents with CP were evaluated, in order to verify the effect of four conditions (open eye with support; open eye without support; closed eye with support and closed eye without support) on postural sway, assessed by the displacement of the center of pressure, in orthostatism; and on muscle activation, assessed by RMS and co-contraction, of the lower limbs and trunk. The results showed that the group with CP presented greater postural sway than the typical group, in all conditions evaluated. Furthermore, in the evaluation of muscle activation, it is noted that the CP group uses different strategies than the typical group to maintain postural control. Thus, these studies contribute to rehabilitation professionals, leading to reflections on how to use the manipulation of task conditions both to facilitate and to challenge postural control, depending on the objective of the therapy.

Keywords: Postural control, sensory manipulation, muscle activation, co-contraction, cerebral palsy.

LISTA DE FIGURAS

ESTUDO I

Figura 1: Fluxograma das etapas de busca e seleção dos artigos para a revisão sistemática...22

Figura 2: Resultados da revisão sistemática.....23

ESTUDO II

Figura 1: Fluxograma das características dos participantes57

Figura 2: Eletromiógrafo portátil.....60

Figura 3: Equipamentos utilizados no procedimento experimental.....60

Figura 5: Condições do procedimento experimental57

Figura 6: Demonstração do procedimento experimental.....58

Figura 7: Variáveis de cocontração.....59

Figura 8: Média das oscilações posturais nos grupo típico e PC.....65

Figura 9: Média das oscilações posturais nos grupo típico e PC.....71

Figura 10: Média do RMS para o grupo PC, dos músculos reto femoral e semitendinoso.....72

Figura 11: Média do RMS para o grupo PC, dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio.....73

Figura 12: Média do RMS para o grupo PC, para os músculos reto abdominal e eretor da espinha.....79

Figura 13: Média RMS do grupo Típico para os músculos reto abdominal e eretor da espinha.....	78
Figura 14: Média RMS do grupo Típico para os músculos reto femoral e semitendinoso.....	79
Figura 15: Média RMS do grupo Típico para os músculos tibial anterior e gastrocnêmio.....	80
Figura 16:. Média da cocontração, para os grupo típico de tronco dominante e não dominante.....	86
Figura 17:. Média da cocontração, para os grupo típico de tronco e coxa dominante e não dominante.....	87
Figura 18:. Média da cocontração,para os grupos PC e típico, de coxa e perna dominante e não dominante	88
Figura 19:. Média da cocontração,para os grupos PC, de perna dominante e não dominante	89

LISTA DE TABELAS

ESTUDO I

Tabela 1: Aspectos metodológicos dos artigos incluídos na revisão sistemática.....	15
Tabela 2: Avaliação da qualidade metodológica dos artigos incluídos na revisão sistemática.....	17
Tabela 3: Informação sensorial e principais resultados dos artigos incluídos na revisão sistemática.....	26

ESTUDO II

Tabela 1: Características clínicas dos participantes.....	58
Tabela 2: Efeito de grupo e condições de tarefa sobre a oscilação postural.....	67
Tabela 3: Efeito de interação para as variáveis de oscilação postural.....	69
Tabela 4: Efeito de grupo e condições de tarefa para RMS.....	73
Tabela 5: Efeito de interação para as variáveis de RMS.....	76
Tabela 6: Comparação entre RMS do hemicorpo dominante e não dominante.....	84
Tabela 7: Estatística descritiva dos valores RMS para o grupo típico e PC.....	99
Tabela 8: Efeito principal de grupo e condições de tarefa para cocontração.....	87
Tabela 9: Comparação entre cocontração entre hemicorpos dominante e não dominante.....	93

LISTA DE ABREVIATURAS

AP	Anteroposterior
CoM	Centro de Massa
CoD	Dimensão de correlação
CoP	Centro de Pressão
ApEn	Entropia
GMFCS	Sistema de Classificação da Função Motora Grossa
Lye	Expoente de Lyapunov
ML	Médio Lateral
PC	Paralisia Cerebral
RMS	<i>Root Mean Square</i>
ST-DP	Movimento de Sentado para em Pé
TDC	Transtorno de Déficit da Coordenação
η^2_p	<i>Partial eta Squared</i>

SUMÁRIO

1 PREFÁCIO.....	01
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	02
ESTUDO I:Manipulação sensorial e controle postural em indivíduos com paralisia cerebral: Uma revisão sistemática	
1.Introdução.....	12
2. Métodos.....	13
2.1. Estratégia de busca.....	13
2.2. Seleção dos estudos.....	13
2.3. Extração dos dados e avaliação da qualidade.....	14
3. Resultados.....	19
3.1 Caracterização da amostra e avaliação da manipulação do controle postural.....	19
4. Discussão.....	31
4.1 Caracterização da amostra e avaliação da manipulação do controle postural.....	31
4.2 Efeitos da manipulação da visão no controle postural.....	32
4.3 Efeitos da manipulação da superfície de apoio e controle postural.....	35
4.4 Efeitos da manipulação da visão associada à superfície de apoio.....	35
4.5 Avaliação da qualidade metodológica dos estudos primários e limitações	37
5. Conclusão.....	37
6. Referências.....	39
Estudo II:Controle Postural em condições de manipulação de tarefa em crianças e adolescentes com Paralisia Cerebral	
1. Introdução.....	46

2. Objetivos.....	49
3.Métodos.....	51
3.1 Tipo do estudo.....	51
3.2 Participantes.....	51
3.3 Critérios de inclusão.....	53
3.4 Critérios de não-inclusão.....	54
3.5 Instrumentos de avaliação.....	54
3.6 Procedimentos gerais.....	56
3.7 Procedimento experimental.....	56
3.8 Variáveis.....	58
4. Estatística.....	60
5. Resultados.....	61
5.1 Oscilação postural.....	61
5.1.a Efeito de grupo.....	61
5.1.b Efeito de condições.....	61
5.1.c Efeito de interação.....	63
5.2 Ativação muscular.....	66
5.2.1 RMS.....	66
5.2.1.a Efeito de grupo.....	66
5.2.1.b Efeito de condições.....	66
5.2.1.c Efeito de interação.....	69
5.2.1.d Comparação da ativação muscular entre os hemisferos.....	74

5.2.2 Cocontração.....	77
5.2.a Efeito de grupo.....	77
5.2.b Comparação da cocontração muscular entre os hemicorpos.....	79
6. Discussão.....	82
6.1 Oscilação postural na PC e típicos e efeito de condições de tarefa.....	82
6.2 Ativação muscular nos grupos PC e típicos e efeito de condições de tarefa.....	84
6.3 Cocontração na PC e típicos e efeito da condição de tarefa.....	87
Limitações.....	89
7. Conclusão.....	90
8. Considerações finais.....	90
9. Referências.....	92
Apêndice.....	99
Anexo.....	104

1.PREFÁCIO

Este projeto está inserido na linha de pesquisa "Estudo do comportamento perceptual e motor infantil", no Grupo de Pesquisa: "Estudo do Desenvolvimento Infantil dgp.cnpq.br/dgp/espelhogrupo/1484611598945625" da Prof. Dr^a Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha, com co-orientação da Prof^a Dr^a Silvia Letícia Pavão, docente da Universidade Federal do Paraná.

A Paralisia cerebral é a principal causa de dificuldade motora na infância, com prevalência aproximada de 3 a cada 1000 nascidos vivos (MICHAEL-ASALU *et al.*, 2019), chegando até a 7 casos por 1000 em países em desenvolvimento (ZANINI *et al.*, 2017). Essa condição de saúde compromete a qualidade de vida da criança (MAKRIS *et al.*, 2021), e causa impacto negativo no bem estar físico e psicológico dos cuidadores principais (YING *et al.*, 2021), especialmente em países de baixa renda (POWER *et al.*, 2018), bem como na renda familiar, pelo custos com medicações, equipamentos como órteses, adaptações físicas no ambiente domiciliar e perda de produtividade no trabalho, devido as frequentes consultas de saúde (TONMUKAYAKUL *et al.*, 2018).

No Brasil, dados da Pesquisa Nacional de Saúde, realizada pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) em 2013 revelam que 6,2% da população brasileira apresentava algum tipo de deficiência física, e deste percentual, 46,8% possuía grau intenso ou muito intenso de limitações, e apenas 18,4% frequentava serviço de reabilitação (GADELHA *et al.*, 2013). Dessa maneira, destaca-se a grande relevância social deste tema.

A originalidade deste trabalho reside no fato de que ainda é inédito na literatura o estudo do controle postural, que envolve atividade muscular e oscilação corporal, em ortostatismo em crianças com paralisia cerebral (PC), com análise de manipulação sensorial, da visão e do apoio de membros superiores. Os resultados dessa pesquisa podem contribuir com a prática clínica de profissionais da reabilitação, ao esclarecer os mecanismos de controle postural e direcionar o tratamento para questões sensoriomotoras que influenciam o controle postural de crianças com PC.

Link currículo Lattes: <http://lattes.cnpq.br/4224406819884019>

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1263-5113>

Descrição para o público leigo:

A paralisia cerebral é uma condição de saúde provocada por uma lesão no cérebro em desenvolvimento, que pode ter várias consequências, uma delas é a dificuldade em processar as informações recebidas pela visão e tato, causando assim, problemas para se equilibrar em pé, que aumentam a chance de cair, além de aumentar a dependência da criança nos seus pais ou cuidadores, na realização de tarefas do dia a dia. Assim, este trabalho tem como objetivo entender como a habilidade em ficar em pé de crianças com paralisia cerebral é influenciada por diferentes condições de visão e de apoio, que representam diferentes situações da vida diária das crianças. Assim, as crianças foram avaliadas com o uso de um equipamento que verificou o quanto os músculos das costas, da barriga e das pernas precisaram contrair para manter a criança em pé, e outro equipamento que analisou o quanto essa criança se desequilibrou. Os resultados encontrados indicam que as crianças com paralisia cerebral se desequilibram mais do que as crianças sem nenhuma condição de saúde (típicas). Porém, com as mãos apoiadas na mesa, ambos os grupos (PC e típicos) melhoram o equilíbrio. A contração muscular também foi maior nas crianças com paralisia cerebral do que nas típicas, em tronco e coxa. Nas condições em que a criança podia apoiar as mãos na mesa, a contração muscular aumentou nos músculos ao redor do tornozelo, o que indica que o apoio facilitou essa estratégia de equilíbrio. Dessa maneira, conclui-se que as crianças com PC avaliadas neste estudo apresentaram capacidade de adaptação às diferentes condições, porém, às custas de maior ativação muscular, quando comparada ao grupo típico. Assim, durante a terapia, sugere-se que seja treinada a postura em pé com variados estímulos multissensoriais, ou seja, que incluam atividades em pé com olhos abertos e fechados, e com apoio e sem apoio para as mãos.

2. REVISÃO DA LITERATURA

O controle postural é considerado uma habilidade motora complexa, derivada da interação de processos sensório-motores (HORAK, 2006) e tem como principais objetivos funcionais a orientação e a estabilidade corporal. A orientação refere-se ao alinhamento dos segmentos corporais, e a estabilidade envolve a capacidade de manter o centro de massa do corpo dentro dos limites da base de suporte, em resposta às perturbações, tanto externas, quanto às auto-iniciadas. Além disso, o controle postural é pré requisito básico para a execução de todas as habilidades motoras (SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 2016), e dessa maneira, responsável pelo controle da manutenção da postura ortostática.

Estudos têm evidenciado déficits no controle postural em crianças com PC, com níveis GMFCS I e II, comprometendo a velocidade e estabilidade ao caminhar ou correr (SAAVEDRA & GOODWORTH, 2020) e também a segurança postural em ambientes sensorialmente complexos, como em baixa luminosidade (HORAK,2006), ou em superfícies irregulares. Como consequência, essas crianças podem apresentar dificuldades em participar de brincadeiras no playground, ou durante atividades esportivas, especialmente durante a adolescência, quando os requisitos de desempenho tornam-se mais exigentes (SAAVEDRA & GOODWORTH, 2020). Ademais, o adequado controle postural em pé permite a independência das crianças e adolescentes (PAVÃO *et al.*,2014) Dessa maneira, ressalta-se que a participação de crianças e adolescentes de forma independente é de suma importância, pois aprimora o senso de autonomia, além de aumentar a confiança, a satisfação e a autoestima, o que, por sua vez, relaciona-se com maiores níveis de engajamento nas atividades de vida diária (ELAD *et al.*, 2018; IMMS *et al.*,2016).

Assim, para que o controle postural ocorra, é necessária a interação entre os processos sensorio-motores, que são baseados na interpretação das informações recebidas pelos sistemas: visual, somatossensorial e vestibular e na capacidade do organismo de gerar respostas posturais adaptativas às condições específicas da tarefa e do ambiente (PETERKA, 2002).

A informação visual ajuda na orientação do corpo no ambiente e exerce papel importante nos ajustes posturais antecipatórios, ao fornecer informações sobre situações potencialmente desestabilizadoras. O sistema somatossensorial, por sua vez, por meio dos aferentes Ia dos fusos musculares e aferentes Ib dos órgãos tendinosos de Golgi e dos receptores articulares, proporcionam informações rápidas sobre a biomecânica do corpo e contribuem para o mapa neural da posição dos segmentos em relação uns aos outros e em relação à superfície de suporte. Adicionalmente, o sistema vestibular fornece informação sobre a direção e a velocidade do movimento de cabeça no espaço, por meio dos órgãos otolíticos e canais semicirculares, respectivamente (KANDEL, 2014; KLEINER *et al.*, 2011). Desse modo, as informações sensoriais ascendem pelas colunas dorsais da medula até o córtex somatossensorial (SHUMWAY-COOK & WOOLLACOOT, 2010), onde são processadas e interpretadas no córtex parietal posterior (KHERADMAND & WINNICK, 2017). Por fim, vão para o córtex motor primário e auxiliam as vias descendentes mediais e laterais para a execução do ato motor (SHUMWAY-COOK & WOOLLACOOT, 2010).

Um sujeito que apresente essas estruturas do sistema nervoso íntegras, é capaz de adaptar-se automaticamente às diferentes demandas ambientais encontradas, como ao se deslocar sobre uma calçada e chegar até um jardim mal iluminado, pois ao transitar entre ambientes sensorialmente complexos, ocorre a reponderação do nível de confiança em cada informação sensorial, para que se mantenha o equilíbrio (HORAK, 2006), e também utilizam estratégias para manutenção da postura ereta diante de uma perturbação, seja externa ou auto-iniciada, que foram descritas por Horak and Nashner (1986) e são conhecidas como estratégia do tornozelo, do quadril e do passo. A primeira é caracterizada por um padrão de ativação dos grupos musculares ao redor do tornozelo, desse modo, a atividade muscular inicia-se no tibial anterior, caso a perturbação seja no sentido anteroposterior. Quando a estratégia do tornozelo não é eficaz para restabelecer o equilíbrio, ocorre a estratégia do quadril, que controla o movimento do centro de massa a partir da flexão e extensão do quadril. Por fim, a estratégia do passo é usada quando o centro de massa é deslocado para fora da base de suporte, em resposta a perturbações posturais rápidas e amplas. As estratégias posturais incluem também os ajustes posturais antecipatórios (APA) e compensatórios (APC), que têm como objetivo evitar o desequilíbrio postural, ao ativar os músculos posturais antes ou depois do início da perturbação, respectivamente (MASSION,1992; HORAK,2006).

Por outro lado, os sujeitos com lesão no sistema nervoso central, como na paralisia cerebral (PC), podem enfrentar dificuldades na implementação das estratégias posturais (SHIRATORI *et al.*, 2016; BIGONGIARI *et al.*, 2011) e conseqüentemente apresentam instabilidade postural.

A PC refere-se a um grupo de distúrbios permanentes do movimento e da postura, causados por lesões não progressivas que ocorrem no cérebro fetal ou infantil em desenvolvimento, e que por consequência, levam à alterações musculoesqueléticas associadas à transtornos somatossensoriais, cognitivos e de comportamento (BAX *et al.*, 2005), prejudicando a estabilidade postural (LIDBECK *et al.*, 2014). Dentre as deficiências somatossensoriais há o comprometimento da função vestibular central e oculomotora (ALMUTARI *et al.*, 2019) e dentre as deficiências no sistema musculoesquelético destacam-se as alterações no alinhamento dos segmentos corporais, como de membros inferiores e da coluna vertebral (El NABIE & SALEH, 2018), como pé em flexão plantar (HORSCH *et al.*, 2019), escoliose (YOSHIDA *et al.*, 2018), cifose (MILLER, 2019),rotação interna de quadril,

flexão de joelho (WOOLLACOTT *et al.*, 1998) excessiva curvatura lombar (DOMAGALSKA-SZOPA & SZOPA., 2017) e limitação de amplitude de movimento articular (HORAK, 2006). Além disso, o padrão de atividade muscular é caracterizado pela ativação muscular proximal-distal (BROGREN *et al.*,2001), perda do controle motor seletivo, cocontração e fraqueza muscular, e recrutamento desordenado de unidades motoras (GRAHAM, 2013). Destacam-se também a espasticidade e hiperreflexia. Essas restrições afetam a estrutura da base de suporte, causando prejuízo do controle do centro de massa dentro dos seus limites (HORAK *et al.*, 2006).

As deficiências de estrutura e função corporal dependem do local e da extensão da área cerebral acometida e consequente alterações nos segmentos corporais e tronco. Assim, a PC pode ser classificada de acordo com o tipo de tônus, sendo o mais comum o do tipo espástico (85-95% dos casos), caracterizado pelo aumento do tônus velocidade-dependente (WIMALASUNDERA& STEVENSON,2016), e pela distribuição topográfica do comprometimento motor, em: (1) Unilateral, quando apenas um lado do corpo está afetado, e (2) Bilateral, quando os membros em ambos os lados do corpo estão comprometidos (SCPE,2000). Porém, as classificações de tônus e topográfica não esclarecem sobre o nível de funcionalidade da criança; com esse propósito, é utilizada o Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS), que é uma classificação ordinal, em 5 níveis, na qual diferentes descritores são usados de acordo com a idade da criança (PALISANO *et al.*,1997) e mostra-se confiável e preditivo da função motora a longo prazo (GRAHAM *et al.*, 2016). Pode ocorrer um declínio da função motora da criança com PC ao longo do tempo, devido ao ganho de peso, altura e diminuição da força muscular (WIMALASUNDERA& STEVENSON,2016), porém o nível GMFCS tem a tendência de permanecer o mesmo ao longo do tempo (PALISANO *et al.*,2006). Os níveis GMFCS são ordenados de modo crescente de comprometimento motor, ou seja, o nível I apresenta menor comprometimento, ao passo que o V demonstra maior dificuldade motora na execução de atividades motoras grossas. As crianças do nível I podem caminhar em casa e na comunidade, sobem escadas sem segurar no corrimão, e podem correr e pular, porém a velocidade, equilíbrio e coordenação estão prejudicadas. As do nível II, podem caminhar em diversos ambientes, mas podem ter dificuldades no controle postural ao caminhar longas distâncias em terrenos irregulares e com elevações, nesses casos, podem precisar de dispositivos de auxílio. As crianças do nível III, IV e V têm em comum a necessidade do uso de andadores ou cadeiras

de rodas, e diferenciam-se na quantidade de auxílio, que é maior no nível V (PALISANO *et al.*, 1997).

Dessa maneira, o desenvolvimento do controle postural em crianças com PC é dificultado, pois, além das restrições biomecânicas, há dificuldades na integração das múltiplas fontes sensoriais e no processamento das informações sensoriais, que contribuem para um pior desempenho funcional, comparada a seus pares típicos (JOVELLAR-ISIEGAS *et al.*, 2020). Estudos demonstram que durante a manipulação sensorial do sistema visual, vestibular e somatossensorial, como na ausência do estímulo visual, indisponibilidade de apoio para membros superiores e superfície de suporte instável (espuma), crianças com PC espástica uni e bilateral, classificadas nos níveis GMFCS I e II apresentam maior oscilação postural que seus pares típicos (da COSTA *et al.*, 2019; LIDBECK *et al.*, 2016; PAVÃO *et al.*, 2017; SAXENA *et al.*, 2014; SCHMIDT *et al.*, 2015). A dificuldade na manutenção da postura ereta sem a presença da informação visual pode ser atribuída ao déficit proprioceptivo e de integração sensorial (LIDBECK *et al.*, 2016). Dessa maneira, pode-se considerar que não somente os déficits motores, mas também os déficits sensoriais presentes na PC, afetam a capacidade do indivíduo na manutenção da estabilidade postural frente às mudanças nas exigências da tarefa e do ambiente (PAVÃO & ROCHA, 2017). Isso decorre devido ao repertório escasso de ajustes posturais e uma capacidade limitada de adaptar a postura às especificidades da tarefa (HADDERS-ALGRA, 2008).

Desse modo, o controle postural pode ser influenciado pela manipulação da tarefa em diferentes posturas ou habilidades motoras, por meio da disponibilidade da visão e do apoio, em diferentes populações e condições de saúde.

O estudo do apoio em membros superiores revela a participação do sistema somatossensorial no controle postural, e foi investigada pela relação entre o toque e a oscilação postural em diversas condições de saúde, como pós AVC (IN *et al.*, 2019; MARTINELLI *et al.*, 2018), crianças com paralisia cerebral durante a transferência de sentado para de pé (PAVÃO & ROCHA, 2017), e crianças com desordem do desenvolvimento da coordenação (BAIR *et al.*, 2012). Observou-se que em adultos com AVC, o toque leve foi benéfico para o controle postural em ortostatismo, reduzindo a oscilação de maneira semelhante aos adultos saudáveis (IN *et al.*, 2019; MARTINELLI *et al.*, 2018). Em crianças com transtorno de déficit da coordenação (TDC) (BAIR *et al.*, 2012),

observou-se que o toque da ponta dos dedos reduziu a oscilação postural, porém com o efeito foi menor, quando comparado com crianças típicas, devido ao déficit no processamento central da informação do toque em crianças com TDC.

Em crianças com PC, a resposta à informação somatossensorial foi avaliada quando apoiavam as mãos durante a realização do movimento sentado para de pé (ST-DP) e verificou-se que, na presença do apoio, tanto as crianças típicas quanto as com PC diminuíram a oscilação postural, porém, as crianças com PC efetuaram maior descarga de peso nas mãos, em comparação com as típicas (PAVÃO & ROCHA, 2017). Esses resultados podem ser atribuídos aos déficits táteis nas mãos, que prejudicam a habilidade somatossensorial de perceber diferentes pesos, texturas e formas (AULD *et al.*, 2012; WINGERT *et al.*, 2008), bem como ao déficit de controle postural, que exige maior apoio das mãos, para manter a estabilidade corporal (PAVÃO & ROCHA, 2017). Dessa maneira, considerando o comprometimento na integração das múltiplas informações sensoriais presente nos indivíduos com PC e sua importância na manutenção do controle postural, verificou-se a necessidade de revisar a literatura com objetivo de verificar como a manipulação sensorial influencia o controle postural de indivíduos com PC, e assim, teve origem a motivação para a realização do estudo I, intitulado "Manipulação sensorial e controle postural em indivíduos com paralisia cerebral: Uma revisão sistemática". A realização do referido estudo evidenciou que é necessário compreender além da oscilação postural, como ocorre a resposta muscular frente a manipulação da tarefa.

Como consequência da realização do estudo I, ocorreu a motivação para a realização do estudo II, intitulado "Controle Postural em condições de manipulação sensorial em crianças e adolescentes com Paralisia Cerebral". Este estudo buscou preencher a lacuna observada pela revisão sistemática, ao propor a análise dos padrões de ativação muscular de crianças e adolescentes com PC, sob manipulação sensorial.

Assim, os dois estudos dessa dissertação de mestrado têm o propósito de agregar informações à literatura, proporcionando subsídios para terapeutas utilizarem os resultados em sua prática clínica e direcionarem estratégias de reabilitação neuropediátrica.

REFERÊNCIAS

ALMUTAIRI, Anwar B.; CHRISTY, Jennifer B.; VOGTLE, Laura. Psychometric properties of clinical tests of balance and vestibular-related function in children with cerebral palsy. **Pediatric Physical Therapy**, v. 32, n. 2, p. 144-150, 2020.

AULD, Megan Louise *et al.* Tactile function in children with unilateral cerebral palsy compared to typically developing children. **Disability and Rehabilitation**, v. 34, n. 17, p. 1488-1494, 2012.

BAIR, Woei-Nan *et al.* Children with developmental coordination disorder benefit from using vision in combination with touch information for quiet standing. **Gait & posture**, v. 34, n. 2, p. 183-190, 2011.

BIGONGIARI, Aline *et al.* Anticipatory and compensatory postural adjustments in sitting in children with cerebral palsy. **Human Movement Science**, v. 30, n. 3, p. 648-657, 2011.

DOMAGALSKA-SZOPA, Małgorzata; SZOPA, Andrzej. Postural orientation and standing postural alignment in ambulant children with bilateral cerebral palsy. **Clinical Biomechanics**, v. 49, p. 22-27, 2017.

DA COSTA, Carolina Souza Neves *et al.* Effects of sensory manipulations on the dynamical structure of center-of-pressure trajectories of children with cerebral palsy during sitting. **Human Movement Science**, v. 63, p. 1-9, 2019.

DOS SANTOS, Adriana Neves *et al.* International classification of functioning, disability and health in children with cerebral palsy. **Disability and Rehabilitation**, v. 34, n. 12, p. 1053-1058, 2012.

ELAD, Dina *et al.* Sense of autonomy and daily and scholastic functioning among children with cerebral palsy. **Research in Developmental Disabilities**, v. 80, p. 161-169, 2018.

EL NABIE W.A; SALEH, M.S.M. Trunk and pelvic alignment in relation to postural control in children with cerebral palsy. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**. 2018, 1:1-6.

GADELHA, Paulo *et al.* Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística-IBGE. **Diretoria de Pesquisas, Coordenação de Trabalho e Rendimento. Pesquisa Nacional de Saúde**, 2013. Disponível em: <https://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/livros/liv94522.pdf>.

HADDERS-ALGRA, Mijna. Reduced variability in motor behaviour: an indicator of impaired cerebral connectivity?. **Early Human Development**, v. 84, n. 12, p. 787-789, 2008.

HORAK, Fay B. Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. **Age and Ageing**, v. 35, n. suppl_2, p. ii7-ii11, 2006.

HORSCH, Axel *et al.* Prevalence and classification of equinus foot in bilateral spastic cerebral palsy. **World Journal of Pediatrics**, v. 15, n. 3, p. 276-280, 2019.

In, Tae S., *et al.* Effects of Light Touch on Balance in Patients with Stroke. **Open medicine**, 14, 259–263, 2019. <https://doi.org/10.1515/med-2019-0021>

PAVÃO, Silvia L. *et al.* Dynamical structure of center-of-pressure trajectories with and without functional taping in children with cerebral palsy level I and II of GMFCS. **Human Movement Science**, v. 54, p. 137-143, 2017.

PETERKA, Robert J. Sensorimotor integration in human postural control. **Journal of Neurophysiology**, v. 88, n. 3, p. 1097-1118, 2002.

KANDEL, Eric *et al.* Princípios de neurociências-5. AMGH Editora, 2014.

KLEINER, Ana. F R. *et al.* The Role Of Visual, Vestibular, Somatosensory And Auditory Systems For The Postural Control [o Papel Dos Sistemas Visual, Vestibular, Somatosensorial E Auditivo Para O Controle Postural]. **Revista Neurociencias**, 2011.

KHERADMAND, Amir; WINNICK, Ariel. Perception of upright: multi sensory convergence and the role of temporo-parietal cortex. **Frontiers in Neurology**, v. 8, p. 552, 2017.

JAHAN, Israt *et al.* Epidemiology of cerebral palsy in low-and middle-income countries: preliminary findings from a n international multi-centre cerebral palsy register. **Developmental Medicine & Child Neurology**, 2021.

JOVELLAR-ISIEGAS, Patricia *et al.* Sensory Processing, Functional Performance and Quality of Life in Unilateral Cerebral Palsy Children: A Cross-Sectional Study. **International journal of Environmental Research and Public Health**, v. 17, n. 19, p. 7116, 2020.

SAXENA S, RAO BK, KUMARAN S: Analysis of postural stability in children with cerebral palsy and children with typical development: an observational study. **Pediatric Physical Therapy**, 2014 (26): 325–330.

SAAVEDRA, Sandra L.; GOODWORTH, Adam D. Postural control in children and youth with cerebral palsy. **Cerebral Palsy**, p. 2565-2586, 2020.

SCHMIT, Jennifer *et al.* Children with cerebral palsy effectively modulate postural control to perform a supra-postural task. **Gait & posture**, v. 42, n. 1, p. 49-53, 2015.

Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE). Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. **Developmental medicine and child neurology** 2000;42: 816–24

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. Controle Motor: discussões e teorias. Shumway-Cook A, Woollacott MH. **Controle Motor: teorias e aplicações práticas**. 3ª ed. Barueri: Manole, p. p3-20, 2010.

SHIRATORI, T.; GIROLAMI, G. L.; ARUIN, A. S. Anticipatory postural adjustments associated with a loading perturbation in children with hemiplegic and diplegic cerebral palsy. **Experimental Brain Research**, v. 234, n. 10, p. 2967-2978, 2016.

LIDBECK, Cecilia M. et al. Postural orientation during standing in children with bilateral cerebral palsy. **Pediatric Physical Therapy**. v.26, n.2p.223-229,2014.

MILLER, Freeman. Spinal Deformity in Children with Cerebral Palsy: An Overview. **Cerebral Palsy**, p. 1701-1710, 2020.

PALISANO, Robert J. et al. Stability of the gross motor function classification system. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 48, n. 6, p. 424-428, 2006.

POWER, Rosalie *et al.* Health-related quality of life of child and adolescents with cerebral palsy in low-and middle-income countries: a systematic review. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 60, n. 5, p. 469-479, 2018.

RETHWILM, Roman *et al.* Dynamic stability in cerebral palsy during walking and running: Predictors and regulation strategies. **Gait & Posture**, v. 84, p. 329-334, 2021.

GRAHAM, H. Kerr *et al.* Cerebral palsy. **Nature Reviews Disease Primers**, v. 2, n. 1, p. 1-1, 2016.

WIMALASUNDERA, N.; STEVENSON, V. L. Cerebral palsy. *PractNeurol*. v. 16, p. 184-194, 2016.

WINGERT, Jason R. *et al.* Tactile sensory abilities in cerebral palsy: deficits in roughness and object discrimination. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 50, n. 11, p. 832-838, 2008.

WOOLLACOTT, Marjorie H. *et al.* Development of postural responses during standing in healthy children and children with spastic diplegia. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 22, n. 4, p. 583-589, 1998.

PALISANO, Robert. *et al.* Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. **Developmental medicine and Child Neurology**. v. 39, p. 214-23, 1997.

PAVÃO, Sílvia Leticia *et al.* Assessment of postural control in children with cerebral palsy: a review. **Research in Developmental Disabilities**, v. 34, n. 5, p. 1367-1375, 2013.

YOSHIDA, Kiyoshi *et al.* Natural history of scoliosis in cerebral palsy and risk factors for progression of scoliosis. **Journal of Orthopaedic Science**, v. 23, n. 4, p. 649-652, 2018.

YING, Kelvin *et al.* Health-Related Quality of Life and Family Functioning of Primary Caregivers of Children with Cerebral Palsy in Malaysia. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 18, n. 5, p. 2351, 2021.

Estudo I

Manipulação sensorial e controle postural em indivíduos com paralisia cerebral: Uma revisão sistemática

Artigo submetido à *Disability and Rehabilitation*

Resumo

Introdução: O controle postural em indivíduos com paralisia cerebral (PC) é prejudicado não apenas pelos déficits motores, mas também pelos déficits sensoriais.

Objetivos: Revisar a literatura sobre manipulação sensorial e sintetizar sua influência sobre o controle postural, atualizando uma revisão sistemática já existente.

Métodos: Uma busca sistematizada de artigos publicados em inglês foi realizada nas bases de dados MEDLINE, Embase, Scopus e Web of Science, seguindo as diretrizes da *Preferred Reporting Items for Systematic Review and Meta-Analysis (PRISMA)*. A qualidade da evidência foi avaliada pela *Critical Appraisal Skills Programme*.

Resultados: Foram incluídos 8 estudos que avaliaram o controle postural de indivíduos com PC, sob manipulação sensorial. Verificou-se que a manipulação sensorial pode ser facilitadora ou restritora do controle postural, a depender das demandas da tarefa, e que, em comparação com a última revisão realizada sobre esse tema, mais estudos utilizaram métodos não-lineares para análise do controle postural, porém, ainda faltam estudos que investiguem os padrões de ativação muscular em associação ao comportamento do centro de pressão durante a manipulação das diversas informações sensoriais.

Conclusão: Esta revisão destaca o papel da manipulação sensorial no controle postural de indivíduos com PC: pode ser facilitador, quando é utilizado um estímulo visual adicional, ou pode causar prejuízo, quando a informação sensorial é restringida/reduzida. Além disso, ressalta a necessidade de mais estudos, que incluam a avaliação da ativação muscular.

Palavras-chave: Controle postural, paralisia cerebral, visão, somatossensorial,

Principais pontos

- O controle postural na paralisia cerebral é prejudicado por déficits motores e sensoriais.
- O uso de informação visual adicional (visualização de vídeo) parece favorecer o controle postural.

· A restrição da visão prejudica o controle postural, ao aumentar a sua regularidade e previsibilidade.

1. INTRODUÇÃO

O controle postural é definido como a habilidade em manter os segmentos corporais alinhados e o centro de massa corporal dentro dos limites da base de suporte (CHEN & WOOLLACOTT, 2007). Sua regulação é derivada da interação entre as informações sensoriais provenientes da visão, propriocepção, tato e sistema vestibular, moduladas pelo sistema nervoso central e efetuadas pelo sistema musculoesquelético (NASHNER *et al.*, 1983). Os ajustes posturais ocorrem conforme as demandas do ambiente (HORAK, 2006). Assim, déficits no processamento das informações sensoriais podem acarretar limitações no repertório de estratégias motoras em tarefas cotidianas do indivíduo, comprometendo o controle postural (HADDERS-ALGRA *et al.*, 1999).

Neste contexto, o prejuízo nas habilidades discriminativas somatossensoriais relacionadas aos transtornos que afetam o neurodesenvolvimento, como a paralisia cerebral (PC) (CASCIO, 2010), pode guardar relação com o déficit de controle postural apresentado por indivíduos com esses comprometimentos. As limitações nas capacidades motoras causadas pela PC são frequentemente acompanhadas por déficits sensoriais (ROSENBAUM *et al.*, 2007), relacionados à lesão na substância branca, presentes em 45% das crianças com este distúrbio (REID *et al.*, 2014).

O comprometimento sensorial na PC pode causar limitações prejudiciais à adaptação motora em resposta às demandas das tarefas (DUSING, 2016). Estes déficits sensoriais também podem ser atribuídos à limitada exploração do ambiente em que se encontram, o que ocorre em consequência às dificuldades motoras presentes nos indivíduos com PC (CLAYTON *et al.*, 2003; ROSENBAUM *et al.*, 2007; ZARKOU *et al.*, 2020).

A dificuldade no processamento das informações sensoriais em crianças com PC contribui para um pior desempenho funcional, comparada a seus pares típicos (JOVELLAR-ISIEGAS *et al.*, 2020). Estudos demonstram que durante a manipulação sensorial do sistema visual, vestibular e somatossensorial, como na ausência do estímulo visual, indisponibilidade de apoio para membros superiores e superfície de suporte instável (espuma), crianças com PC apresentam maior oscilação postural que seus pares típicos (da COSTA *et al.*, 2019; LIDBECK *et al.*, 2016; PAVÃO *et al.*, 2017; SAXENA *et al.*, 2014; SCHMIT *et al.*, 2015).

A dificuldade na manutenção da postura ereta sem a presença da informação visual pode ser atribuída ao déficit proprioceptivo e de integração sensorial (LIDBECK *et al.*, 2016). Levando-se em conta que atividades cotidianas como subir escadas sem apoio e sentar-se à beira da cama ao despertar durante a noite requerem respostas posturais adaptativas (da COSTA *et al.*, 2019), pode-se considerar que não somente os déficits motores, mas também os déficits sensoriais presentes na PC, afetam a capacidade do indivíduo na manutenção da estabilidade postural frente às mudanças nas exigências da tarefa e do ambiente (PAVÃO & ROCHA, 2017).

Pavão *et al.* (2015) realizaram uma revisão de literatura avaliando os efeitos da manipulação sensorial sobre o controle postural em crianças com PC. Os autores reportaram a maior vulnerabilidade desta população a mudanças nos estímulos sensoriais comparados a seus pares típicos e também apontaram a existência de importantes lacunas na literatura, como a carência de estudos avaliando o impacto da manipulação sensorial sobre o controle postural, por meio da utilização de variáveis temporais relacionadas ao centro de pressão (CoP). Dessa maneira, considerando o papel da informação sensorial na modulação do controle postural em indivíduos com PC (ZARKOU *et al.*, 2020; DUSING, 2016), e que os déficits de processamento sensorial estão relacionados a menores níveis de independência funcional nas atividades de vida diária (PAVÃO *et al.*, 2020), o objetivo principal deste estudo é responder a seguinte pergunta, construída com base na estratégia PICO (SANTOS *et al.*, 2007): Como a manipulação das informações sensoriais afeta o controle postural de indivíduos com PC, comparados com indivíduos típicos? e revisar a literatura posterior ao ano de publicação da revisão sistemática de Pavão *et al.* (2015), para atualizar e expandir o conhecimento na área de estudo do controle postural em indivíduos com PC.

2. MÉTODOS

2.1 ESTRATÉGIA DE BUSCA

Foi realizada uma busca sistemática da literatura nas seguintes bases de dados: *Embase, Web of Science, Pubmed, Scopus e Science Direct*, por dois pesquisadores independentes usando os seguintes termos: (“*postural control*” OR *balance* OR *equilibrium*) AND (“*cerebral palsy*”) AND (*sensory*). A estratégia de busca para cada base de dados está descrita no apêndice. Apenas foram selecionados artigos publicados posteriormente à revisão Pavão *et al.* (2015). A busca foi complementada pela pesquisa manual na lista de referências

dos artigos selecionados e foi executada entre os meses de junho e julho de 2020 e atualizada em março de 2021.

2.2 SELEÇÃO DOS ESTUDOS

A seleção dos estudos para a revisão foi realizada com o auxílio do software *StateofArtThroughSystematic Review tool StArt* (HERNADES *et al.*, 2012).

Essa revisão seguiu as recomendações do *PreferredReportingItems for Systematic Reviews and Meta-Analyses* - PRISMA (MOHER *et al.*, 2009) e foi registrada no PROSPERO sob o código de registro CRD42020188751.

Os critérios de inclusão abrangeram artigos científicos escritos em língua inglesa que tiveram como objetivo avaliar o efeito da manipulação da visão, da tarefa e da superfície de apoio, no controle postural, em posturas e atividades estáticas ou dinâmicas, em indivíduos com PC, independente da idade. Os critérios de exclusão foram: (1) Ensaio clínicos, capítulos de livros, relatos de caso, estudos de intervenção e outras revisões sistemáticas, (2) Estudos em que a população com PC analisada foi menor que 30% da amostra, (3) Estudos com objetivos diferentes do procurado, (4) Artigos publicados em língua diferente da inglesa e (5) Artigos anteriores ao ano de 2015. Os títulos e os resumos de todos os artigos foram lidos para determinar a sua inclusão ou exclusão. Em caso de dúvida, o artigo foi lido na íntegra.

2.3 EXTRAÇÃO DOS DADOS E AVALIAÇÃO DA QUALIDADE

As seguintes informações foram extraídas de cada artigo incluído nesta revisão: quantidade de participantes, classificação quanto à topografia da lesão, tônus e GMFCS (Sistema de Classificação da Função Motora Grossa), sexo, idade, instrumento de avaliação, postura, variáveis analisadas, média, desvio padrão e tamanho de efeito dos principais resultados encontrados, conforme apresentado na Tabela 1.

Tabela 1. Estudos incluídos e caracterização da população estudada.

Autores	Tamanho amostral		Classificação			Gênero		Idade
	Típico	PC	Topografia	Tônus	GMFCS	Feminino	Masculino	
Bartoneket <i>al.</i>	22	30	Bilateral	Hipertonia	8 I; 12 II; 10 III	14 PC 11 DT	15 PC 11 TD	6-17
da Costa <i>et al.</i>	32	26	-	Hipertonia espástica	9 I; 5 II; 8 III; 4IV	10 PC 14 TD	16 PC 18 TD	5-15
Lidbecket <i>al.</i>	27	36	Bilateral	Hipertonia	5I; 13 II; 15 III; 3 IV	16 PC 11 TD	20 PC 16 TD	6-17
Pavão <i>et al.</i> 2017	42	21	-	Hipertonia espástica	14 I; 7 II	15 PC 23 TD	5 PC 19 TD	5 - 15
Pavão <i>et al.</i> 2018	35	20	13 Bilateral 7 Unilateral	Hipertonia espástica	13 I; 7 II	7 PC 17 DT	13 PC 18 DT	5 a 15
Saxena <i>et al.</i>	45	45	Bilateral Unilateral	Hipertonia espástica	I e II	20 PC 25 TD	25 PC 20 TD	5-12
Schmitet <i>al.</i>	30	30	19 Unilateral 11 Bilateral	-	19 I; 5 II; 6 III	13 PC 17 TD	17 PC 13 TD	5-12
Yu <i>et al.</i>	23	23	Bilateral	Hipertonia	I e II	12 PC 11 TD	11 PC 12 TD	15-50

Foi realizada avaliação da qualidade metodológica e risco de viés dos artigos incluídos por meio do instrumento *Critical Appraisal Skills Programme* (CASP, 2018), que é composto por dez perguntas, pontuadas com 0 ou 1, sendo atribuído 0 caso a resposta seja “não” ou “não relatado” e 1 caso a resposta seja sim. Os resultados desta avaliação encontram-se na Tabela 2. Pontuações acima de 6 indicam alta qualidade metodológica (LOPEZ *et al.*, 2006). Essa avaliação foi conduzida por dois pesquisadores independentes, no intuito de aumentar a confiabilidade dos resultados. Em caso de divergência, um terceiro pesquisador foi consultado. A concordância entre os pesquisadores foi avaliada por meio do índice *Kappa* (COHEN, 1960), e resultou em 0,80 ($p < 0,001$).

Tabela 2: Qualidade metodológica e risco de viés avaliado pela Critical Appraisal Skills Programme (CASP)

Autores	Bartonek <i>et al.</i>	da Costa <i>et al.</i>	Lidbeck <i>et al.</i>	Pavão <i>et al.</i>	Pavão <i>et al.</i>	Saxenae <i>t al.</i>	Schimit <i>et al.</i>	Yu <i>et al.</i>
1. Os objetivos da pesquisa estavam relatados claramente?	1	1	1	1	1	1	1	1
2. A metodologia qualitativa foi adequada?	0	1	1	1	1	0	0	0
3. O desenho da pesquisa estava adequado para alcance dos objetivos propostos?	0	1	0	0	1	0	0	0
4. A estratégia de recrutamento foi adequada aos objetivos da pesquisa?	1	0	0	0	1	0	0	0
5. Os dados foram coletados de modo que abordassem a questão de pesquisa?	1	1	1	1	1	1	1	1
6. A relação entre o pesquisador e os participantes foi devidamente considerada?	0	0	0	0	0	0	0	0
7. As questões éticas foram consideradas?	1	1	1	1	1	1	0	0
8. A análise dos dados foi suficientemente rigorosa?	0	1	0	1	0	0	1	1

9. Os resultados foram reportados claramente?	0	1	1	1	1	0	1	1
10. A pesquisa traz contribuições?	1	1	1	1	1	1	1	0
11. Escore total	5	8	6	7	8	5	5	4
12. Qualidade	Baixa	Alta	Baixa	Alta	Alta	Baixa	Baixa	Baixa

3. RESULTADOS

3.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA E AVALIAÇÃO DA MANIPULAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL

A Figura 1 descreve o processo de busca e seleção dos artigos incluídos, que foi realizado baseado no protocolo PRISMA (MOHER *et al.*, 2009). A busca inicial resultou em 2087 artigos. Após a exclusão de artigos duplicados (N= 113), foram rastreados 1974 artigos, e destes 1919 foram excluídos pelo título, assim, 55 artigos completos foram avaliados para elegibilidade, e destes, foram excluídos 47 estudos por motivos de: metodologia e objetivos diferentes (N=23 e N=22, respectivamente), e 2 por população diferente. Foram incluídos 8 estudos, todos de caráter observacional, cujo objetivo foi verificar como a manipulação sensorial afeta o controle postural em crianças com PC. A Tabela 3 e a figura 2 descrevem qual informação sensorial foi manipulada e os principais resultados encontrados. Os participantes dos estudos compreenderam crianças e adultos, com neurodesenvolvimento típico e com PC, com idade entre 5 a 50 anos. Todos os artigos incluíram indivíduos de ambos os sexos. Sete estudos incluíram crianças ou adolescentes, até 17 anos, com tamanho amostral médio de 32 indivíduos típicos e 28 com PC (BARTONEK *et al.*, 2016; da COSTA *et al.*, 2019; SAXENA *et al.*, 2014; SCHMIT *et al.*, 2015; PAVÃO *et al.*, 2017; PAVÃO *et al.*, 2018) e um estudo incluiu adolescentes e adultos entre 15 e 50 anos (YU *et al.*, 2018), sendo 23 típicos e 23 PC.

Figura 1. Fluxograma das etapas de busca e seleção dos artigos para a revisão sistemática.

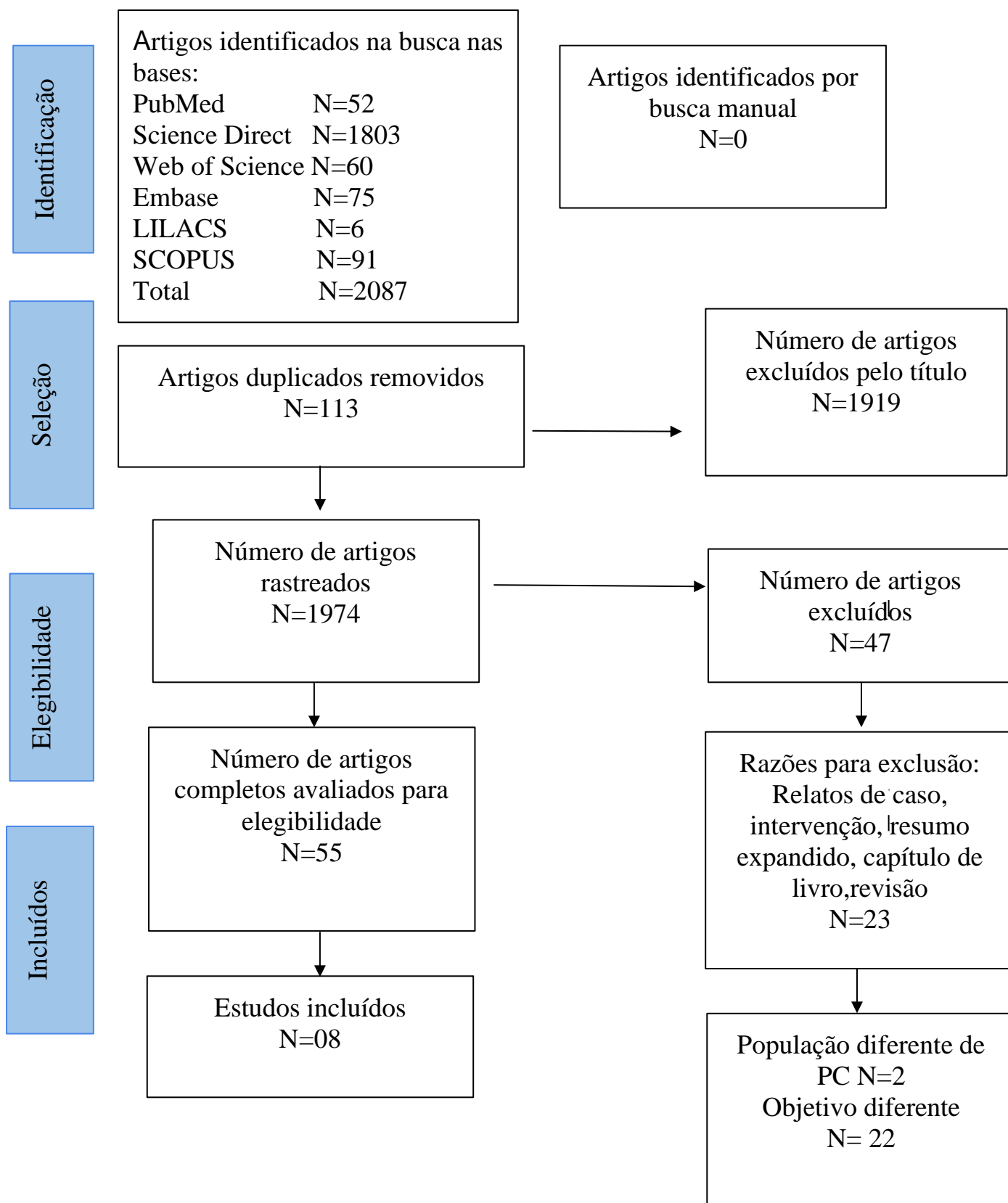
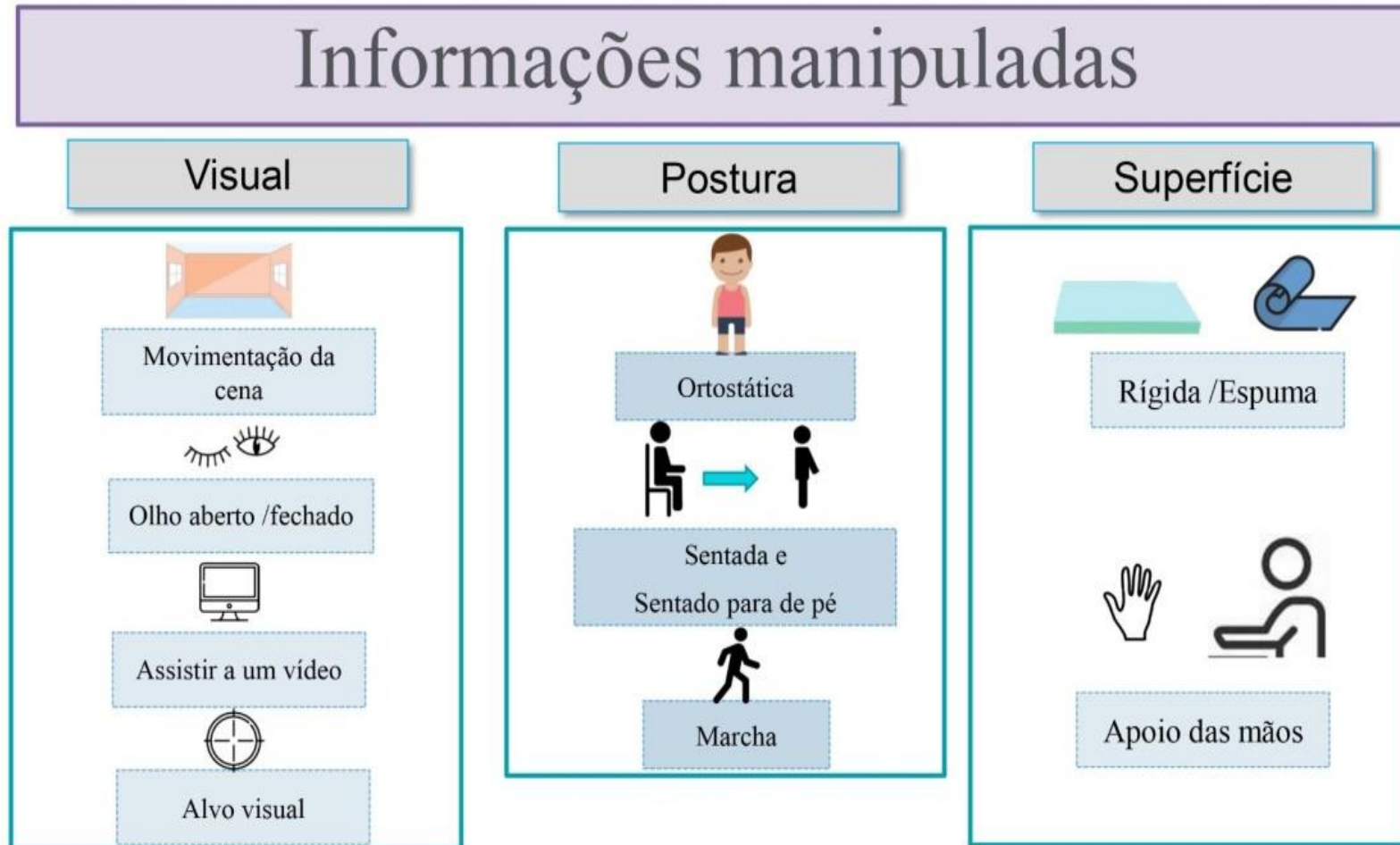
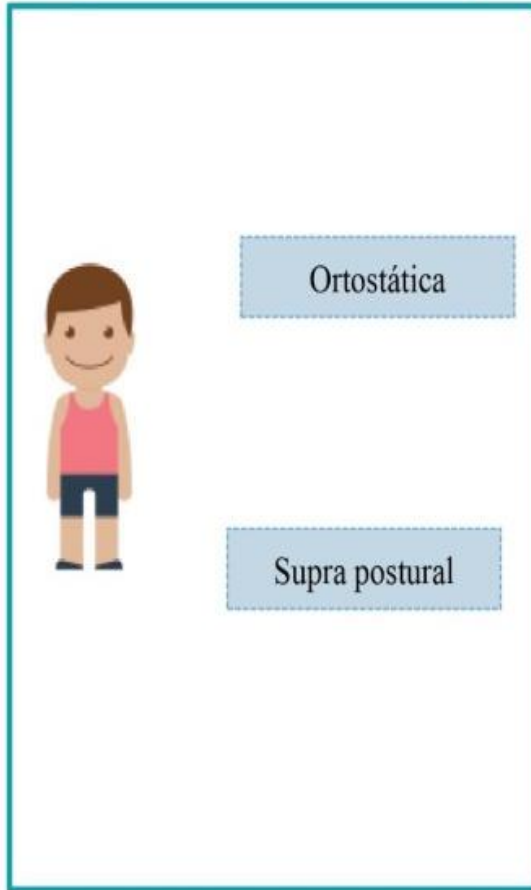


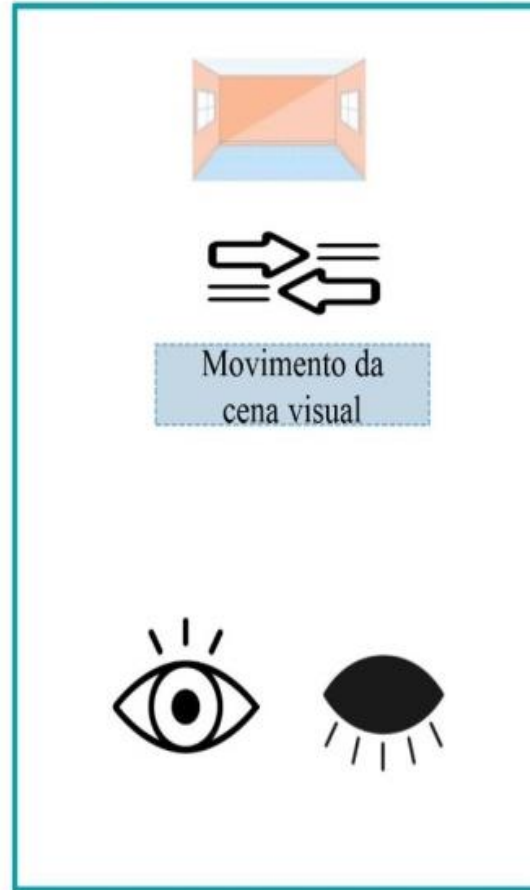
Figura 2. Resumo gráfico dos resultados da revisão sistemática.



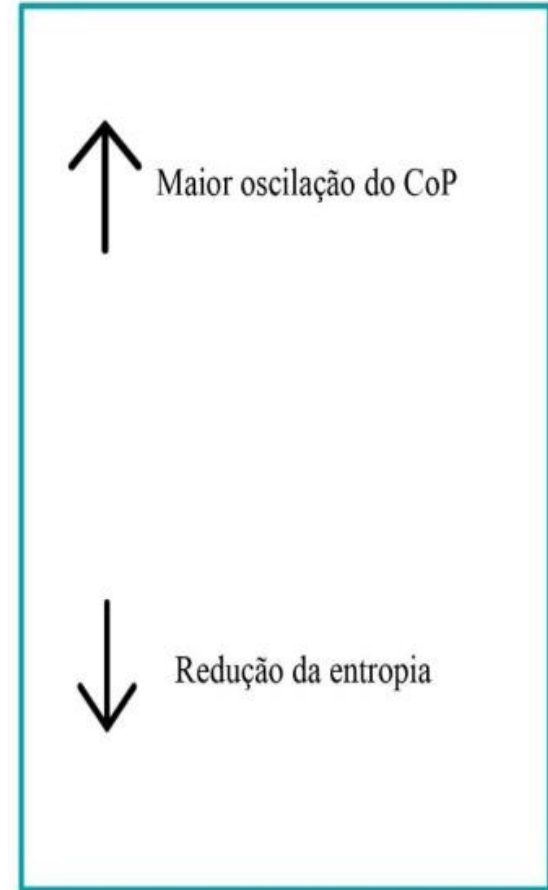
Postura/ tarefa



Manipulação



Resultados - PC



Tarefa



Marcha



Manipulação

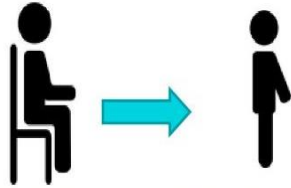


Assistir a um vídeo

Resultados - PC

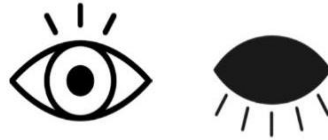
A presença do alvo visual não alterou os movimentos de cabeça, tronco e pescoço, durante a marcha do grupo PC.

Tarefa



Sentado
&
Sentado para de pé

Manipulação



Apoio membros
superiores

Resultados - PC



Maior e mais rápida
oscilação, com olhos
fechados



Redução da entropia



Redução da velocidade e
da área de oscilação

Tabela 3 Informação sensorial e principais resultados dos artigos incluídos na revisão sistemática.

Autores	Instrumento de avaliação	Postura\ atividade	Variáveis	Informação sensorial manipulada	Principais resultados	Média e desvio padrão* m(dp)	Tamanho de efeito
Bartoneket al.	Câmera com sistema de análise de movimento por meio de eletrodos posicionados na parte superior e inferior do corpo.	Marcha	Cadência, velocidade de caminhada, comprimento do passo; Cinemática da cabeça, pescoço e tronco.	Manipulação visual durante a marcha, por meio do posicionamento de um alvo visual ao fim da passarela (12 m de comprimento). O alvo visual caracterizou-se por uma lâmpada coberta por um tecido vermelho translúcido.	A presença do alvo visual durante a marcha não alterou significativamente os movimentos de cabeça, tronco e pescoço das crianças com PC, enquanto as típicas demonstraram redução nos movimentos de pescoço, no plano sagital (p=0,009) e cabeça, no plano transversal (p=0,007). Em crianças PC, a manipulação do alvo visual não influenciou os parâmetros da marcha avaliados (cadência, velocidade, comprimento de passo, tempo de suporte simples e duplo) e no grupo típico, a cadência foi menor na condição com alvo visual.	Os resultados foram relatados pela diferença entre as condições com alvo e sem alvo visual e seu desvio padrão. Típicos: Cadência: -0,02 (0,03) p 0,007 e Velocidade de marcha -0,03 (0,06) p 0,010 Típicos: amplitude de movimento pescoço plano sagital -1,81 (2,97) p 0,009 Cabeça plano transversal -1,70(2,69) p 0,007. O grupo PC não apresentou diferença entre as condições.	Não relatado

da Costa *et al.*Plataforma de
força

Sentado

Área de oscilação CoP; Entropia (ApEn) no eixo AP e ML; Dimensão de Correlação (COD) e LyE.

Manipulação visual e da superfície de apoio, na postura sentada, nas seguintes condições: (1) Condição estável com os olhos abertos e sentado em uma superfície firme, (2) Condição estável com os olhos fechados e sentado em uma superfície firme, (3) Condição instável com os olhos abertos e sentado em uma espuma, (4) Condição instável com os olhos fechados e sentado em uma espuma.

Não foram encontradas diferenças na complexidade do controle postural quando manipulada as informações visuais e somatossensoriais isoladamente. Os padrões dinâmicos da trajetória do CoP foram alterados somente quando a informação visual foi manipulada em conjunto com a somatossensorial, na condição 4 (olhos fechados sentado sob superfície de espuma), nesta condição, típicos e PCs apresentaram redução da entropia anteroposterior, com tamanho de efeito de $\eta^2=0,102$. Houve efeito de grupo para todas as variáveis, com exceção de entropia AP. Não houve efeito de interação grupo*condição, o que significa que o efeito das condições não foi mais pronunciado nas crianças com PC do que nas típicas.

Efeito de condição- A Entropia na condição olho fechado na superfície de espuma: 0,356 (0,006) foi menor do que na condição Olho aberto na superfície de espuma 0,362(0,007) $p<0,05$. A unidade de medida das variáveis não lineares não foi relatada
Efeito de Grupo: O grupo PC moderado-severo(GMFCS III-IV) apresentou Área (cm²) [0,437 (0,057)] maior do que o típico [0,056 (0,035)]. LyE AP [0,040 (0,002)] menor do que o típico [0,046 (0,001)]; LyE ML [0,038 (0,002)] menor do que o típico [0,046(0,001)]; ApEn ML [0,366(0,021)] menor que o típico [0,461 (0,013)], COD AP [3,414(0,048)] menor que o típico [3,706 (0,029)] e COD ML [3,071(0,057)] menor que o típico [3,706(0,035)]. O grupo PC leve (GMFCS I-II), comparado ao grupo PC moderado a grave, apresentou menor área (0,115(0,053)] e maior COD ML [3,334(0,053)].

Relatado

Lidbeck *et al.*Plataforma de força;
Eletromiografia bilateral (EMG)

Ortostatismo

Posição e movimentos corporais;
Atividade muscular do reto femoral, tibial anterior e gastrocnêmio medial.

Manipulação visual em três condições: (1) Olhos abertos, (2) Olhos vendados e (3) Tarefa de atenção: assistindo a um vídeo. Houve disponibilidade de uma barra para apoio, para o grupo de PC que necessitava de apoio para permanecer em ortostatismo.

Na condição em pé, com olhos abertos, as crianças com PC mantiveram uma posição corporal mais flexionada em comparação aos seus pares típicos. Na condição de olhos vendados, as crianças com PC que necessitam de apoio para permanecer em pé flexionaram ainda mais os quadris ($p=0,014$) e aumentaram a atividade muscular do reto femoral ($p=0,029$), enquanto os que não necessitavam de apoio, aumentaram a atividade muscular do gastrocnêmio medial ($p=0,030$). Todas as crianças com PC obtiveram um maior controle postural enquanto assistiam ao vídeo, aquelas que não precisavam de apoio para permanecerem em pé, diminuíram a amplitude de movimento da cabeça ($p=0,038$) e do joelho ($p=0,021$), ambos no plano sagital, e diminuíram a atividade muscular em reto femoral ($p=0,007$) e sóleo ($p=0,018$). O grupo PC que necessitava de apoio, manteve a cabeça em posição mais ereta ($p=0,015$), e com menor amplitude de movimento da cabeça, no plano sagital ($p=0,012$) e com alteração

Sem visão, o grupo PC que não precisava de apoio para se manter em pé, aumentou o ângulo de flexão do quadril de 24° (14) para 28° (15) ($p=0,014$), e apresentou porcentagem da ativação muscular de reto femoral de 12% em relação à condição com visão ($p=0,029$). Enquanto o grupo PC que não necessitava de apoio, aumentou a atividade muscular do gastrocnêmio medial em 34% em relação à condição com visão ($p=0,030$).

Na condição de visualização do vídeo, todas as crianças com PC obtiveram um maior controle postural: aquelas que não precisavam de apoio para permanecerem em pé diminuíram a amplitude de movimento da cabeça de 25° (20) para 16° (9) ($p=0,038$) e do joelho de 8° para 6° (0,021), ambos no plano sagital, e diminuíram a atividade muscular em reto femoral - 8% ($p=0,007$) e sóleo - 11% ($p=0,018$), por sua vez, o grupo PC que necessitava de apoio manteve a cabeça em posição mais ereta, aumentando 5° de extensão ($p=0,015$), e com menor amplitude de movimento da cabeça (ADM), no plano sagital, de 47° para 29° ($p=0,012$). A ADM refere-se à diferença entre o ângulo

Não relatado

Plataforma de
força

Sentado para de pé

Velocidade e
área de oscilação
do CoP.

Manipulação
visual durante a
posição sentada
para em pé (ST-
DP) em duas
condições: (1)
Olhos abertos e (2)
Olhos fechados.

O grupo PC apresentou maior área de oscilação do que o grupo típico, nas fases de preparação (fase 1; $p < 0,001$ e tamanho de efeito $\eta^2 p = 0,275$) e na fase 3, de estabilização ($p < 0,001$; $\eta^2 p = 0,180$). Na condição olhos fechados, os grupos típico e PC aumentaram a velocidade, em todas as fases (fase 1 $p = 0,014$; $\eta^2 p = 0,095$), na fase 2 ($p = 0,002$; $\eta^2 p = 0,294$) e fase 3 $p = 0,019$ $\eta^2 p = 0,087$) e a área de oscilação, na fase 2 ($p = 0,002$; $\eta^2 p = 0,145$) e fase 3 ($p = 0,041$ $\eta^2 p = 0,066$) em relação à condição olhos abertos. Não houve efeito de interação grupo*condição.

A vel. na fase 1 do grupo PC passou de aproximadamente (aprox.) 13,5 cm/s com olhos abertos, para aprox. 16 cm/s com olhos fechados ($p = 0,014$ $\eta^2 p = 0,095$), a vel. na fase 2 do grupo PC aumentou de aprox. 12 cm/s para 15 cm/s ($p = 0,002$; $\eta^2 p = 0,294$) e a vel. na fase 3, do grupo PC, de 2,5 cm/s para 4,5 cm/s, com olhos abertos e fechados, respectivamente ($p = 0,019$ $\eta^2 p = 0,087$). A área de oscilação também foi maior na condição sem visão. Na fase 2, aumentou de aprox. 7,0 cm² para 8,5 cm² ($p = 0,002$; $\eta^2 p = 0,145$) e fase 3 ($p = 0,041$ $\eta^2 p = 0,066$ em relação à condição olhos abertos. Não foi relatado desvio padrão

Não
relatado

Plataforma de força; Célula de carga	Sentado para de pé	Amplitude antero posterior e mediolateral, área de oscilação e velocidade de oscilação do CoP. Pico da descarga de peso na mão direita e esquerda, soma da média da descarga de peso em ambas as mãos, soma da máxima descarga de peso média da descarga de peso na mão esquerda e direita.	Disponibilidade do apoio manual durante o movimento ST-DP.	Com a disponibilidade de apoio para as mãos, as crianças com PC depositaram mais descarga de peso nas mãos do que as típicas, mensurada pelas variáveis pico da descarga de peso na mão esquerda ($p=0,003$), soma da média da descarga de peso em ambas as mãos (mean sum) ($p=0,037$), média da descarga de peso na mão esquerda ($p=0,037$) e a soma da descarga de peso máxima nas mãos esquerda e direita (max sum) ($p=0,018$). A disponibilidade de apoio provocou a redução da oscilação postural em ambos os grupos. No grupo PC houve correlação negativa entre a amplitude médiolateral da fase 1 e a variável Max Sum ($r = -0,451$; $p=0,046$) entre área da fase 1 e Max sum ($r = -0,499$; $p=0,025$) e área da fase 1 e Mean sum ($r = -0,513$; $p=0,021$). A fase 1 do ST-DP é a de preparação, a fase 2 de elevação e fase 3 de estabilização. Não foi mensurado tamanho de efeito.	A disponibilidade de apoio provocou a redução da oscilação postural em ambos os grupos: no grupo típico, reduziu amplitude anteroposterior (AP) da fase 2, de 2,91 cm para 1,72 cm ($p=0,00$), e amplitude mediolateral da fase 2 ($p=0,004$) de 2,16 cm para 1,89 cm, área da fase 2 ($p=0,000$) de 9,45 cm ² para 6,69 cm ² e velocidade da fase 2 ($p<0,01$) de 4,49 cm/s para 2,06 cm/s, enquanto no grupo PC, o apoio reduziu a área da fase 2 ($p=0,006$) de 11,15 cm ² para 7,37 cm ² e a velocidade da fase 2 ($p=0,015$) de 6,42 cm/s para 3,57 cm/s. As variáveis apresentadas nesse estudo estão representadas pela mediana, e nenhuma medida de dispersão dos dados foi apresentada.	Não relatado
-----------------------------------------	--------------------	---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	------------------------------------------------------------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	--------------

Saxena et al.

Plataforma de força	de	Ortostatismo	Velocidade de oscilação na direção ML e AP	<p>Manipulação visual e da superfície de apoio, em ortostatismo, em 4 condições: (1) Olhos abertos em superfície firme (2), Olhos abertos na superfície espuma (3), Olhos fechados em superfície firme (4), Olhos fechados em superfície de espuma.</p> <p>Houve efeito de grupo ($p=0,05$) entre PC diparético e típico; de condição ($p=0,05$) e de interação grupo*condição ($p=0,05$). Em todas as condições, o grupo PC diparético apresentou maior velocidade AP e ML, tanto na superfície estável ($p < 0,001$), quanto na instável ($p < 0,05$), comparado ao grupo típico. A velocidade de oscilação do grupo PC foi maior na condição 4, seguida pela condição 3, após pela condição 2 e por fim, a condição mais estável foi a 1, em comparação com o grupo típico. O grupo PC unilateral não apresentou diferença significativa quando comparado com o grupo típico. Não foi relatado tamanho de efeito.</p>	<p>A velocidade de oscilação do grupo PC diplégica foi maior na direção AP na condição 4: aprox. 25 mm/s, seguida pela condição 3: aprox. 20 mm/s após pela condição 2: aprox 17,5 mm/s e por fim, a condição mais estável foi a 1 com 15 mm/s, em comparação com o grupo típico. Os grupos PC hemiplégico e típico demonstraram resultado similar entre si: velocidade na condição 4 aprox. 20 mm/s, seguida pela condição 3 aprox. 12 mm/s, após pela condição 2, aproximadamente 11 mm/s e por fim, a condição mais estável foi a 1, com 10 mm/s. Condições: (1) Olhos abertos em superfície firme (2) Olhos abertos na superfície espuma (3) Olhos fechados em superfície firme (4) Olhos fechados em superfície de espuma.</p>	Não relatado
---------------------	----	--------------	--------------------------------------------	---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	--------------

<i>Schmitet al.</i>	Plataforma de força de Ortostatismo	Desvio padrão do CoP na direção AP e ML; Entropia de amostragem do CoP	Realização de uma atividade suprapostural, com restrição da visão. A atividade consistiu em manter uma esfera centralizada dentro de um cilindro.	Um foco externo de atenção foi associado a redução da variabilidade da oscilação do CoP, na direção AP (mensurada pelo desvio padrão do CoP) somente no grupo típico (d de Cohen=1,50). A restrição da visão durante a atividade aumentou a regularidade da oscilação do CoP (redução da entropia) no grupo PC, na direção AP (d de Cohen=0,30). Tamanho de efeito foi representado com d de Cohen e valores entre 0,20 e 0,50 são considerados como tamanho de efeito pequeno e > 1,30 são considerados muito grande.	A restrição da visão durante a atividade aumentou a regularidade da oscilação do CoP (redução da entropia) de 0,035 (0,015) bits para 0,031 (0,011) bits no grupo PC, na direção AP	Relatado
---------------------	-------------------------------------	------------------------------------------------------------------------	---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----------

Yu <i>et al.</i>	Plataforma de força de Ortostatismo	RMS: CoP e CoM, na direção AP e ML Frequência média do COP e CoM (MDF)	Manipulação visual com realidade virtual, em três condições:(1) Cena visual estática (2), Cena visual com oscilação anterior e (3) Cena visual com oscilação posterior.	A oscilação do CoM e do CoP seguiu a direção do movimento da cena visual, nos grupos típico e PC. Tanto para típicos como para PC, os valores da variável MDF CoP (medida de oscilação corporal no domínio da frequência), foram maiores quando comparado com a cena estática,($p < 0,001$),com tamanho de efeito de $\eta^2 = 0,418$, considerado grande.	Tanto para típicos como para PC, os valores da variável MDF CoP (medida de oscilação corporal no domínio da frequência), foram maiores, quando comparado com a cena estática.Típico: cena estática: 0,284 (0,023), movimento para cima: 0,406(0,031), movimento para baixo: 0,390(0,025). PCVI: cena estática: 0,256(0,035), movimento para cima: 0,347 (0,047), movimento para baixo: 0,325 (0,038); PCVD: Cena estática: 0,243(0,031);movimento para cima: 0,363 (0,041); movimento para baixo 0,285(0,033).	Relatado
------------------	-------------------------------------	---------------------------------------------------------------------------	-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----------

GMFCS= Sistema de Classificação da Função Motora Grossa; CoP= Centro de Pressão; ST-DP= Movimento de sentado para em pé; PC= Paralisia cerebral;AP= Anteroposterior; ML= Mediolateral; CoM= Centro de Massa; η^2_p = Partialetasquared; PCVI=PC visualmente independente; PCVD= PC visualmente dependente;m(dp)= média(desvio padrão)RMS= *Root meansquare*.

Todos os estudos classificaram os pacientes de acordo com sua função motora grossa utilizando o GMFCS. Quatro estudos incluíram indivíduos classificados entre GMFCS I e II, sendo que estes foram avaliados durante o movimento de sentado para em pé (ST-DP) (PAVÃO *et al.*, 2017; PAVÃO *et al.*, 2018) ou na postura ortostática (SAXENA *et al.*, 2014; YU *et al.*, 2018). O controle postural de indivíduos com comprometimento motor mais grave, como GMFCS III ou IV, foi verificado por 3 estudos: 1 incluiu indivíduos classificados entre os níveis I a IV, avaliados na postura sentada (da COSTA *et al.*, 2019) e dois em ortostatismo (LIDBECK *et al.*, 2016; SCHMIT *et al.*, 2015), e um estudo, que realizou a avaliação do controle postural durante a marcha, incluiu PC com GMFCS entre I e III (BARTONEK *et al.*, 2016). Dois estudos apresentaram a amostra composta exclusivamente por PC bilateral (BARTONEK *et al.*, 2016; LIDBECK *et al.*, 2016). Dois estudos utilizaram amostras compostas por indivíduos com comprometimento motor uni e bilateral (PAVÃO *et al.*, 2018; SAXENA *et al.*, 2014) e dois incluíram indivíduos com comprometimento motor nos 4 membros (SCHMIT *et al.*, 2015; YU *et al.*, 2018). Em todos os estudos, os participantes com PC apresentavam tônus do tipo espástico.

O principal método de avaliação utilizado foi plataforma de força, que quantifica o deslocamento do centro de pressão, seja na permanência estática (da COSTA *et al.*, 2019; SAXENA *et al.*, 2014; SCHMIT *et al.*, 2015; YU *et al.*, 2018), ou durante transições posturais como o movimento ST-DP (PAVÃO *et al.*, 2018). Um estudo utilizou a plataforma de força para obter informação sobre a descarga de peso do membro inferior na permanência em ortostatismo (LIDBECK *et al.*, 2016). Poucos estudos utilizaram a plataforma de força associada a outro instrumento de avaliação (PAVÃO *et al.*, 2018; LIDBECK *et al.*, 2016). PAVÃO *et al.* (2018) utilizaram uma célula de carga para mensurar a descarga de peso em membros superiores durante a execução do ST-DP, avaliando também a oscilação postural durante o movimento. Também foram utilizados em associação à plataforma de força, (1) a eletromiografia, para verificar atividade muscular em membros inferiores (reto femoral, tibial anterior, gastrocnêmio medial e sóleo) durante o ortostatismo (LIDBECK *et al.*, 2016), (2) e a avaliação cinemática da marcha (BARTONEK *et al.*, 2016) e da postura ortostática (LIDBECK *et al.*, 2016). A análise cinemática foi realizada por meio de sistema de vídeo (Vicon MX40, Oxford, UK) e eletrodos refletivos.

As principais variáveis analisadas associadas a dados da plataforma de força foram variáveis lineares de análise no domínio espacial, como a amplitude (Pavão *et al.*, 2018) e velocidade de oscilação do CoP (PAVÃO *et al.*, 2018; PAVÃO *et al.*, 2017; SAXENA *et al.*,

2014), nas direções antero-posterior e médio-lateral, área de oscilação do CoP (da COSTA *et al.*, 2019; PAVÃO *et al.*, 2017; PAVÃO *et al.*, 2018), *Root meansquare*(RMS) e frequência de oscilação do CoP e do centro de massa (YU *et al.*, 2018). Dois estudos utilizaram variáveis não-lineares da estrutura dinâmica das trajetórias do CoP, como Entropia (ApEn) (da COSTA *et al.*, 2019; SCHMIT *et al.*, 2015), Dimensão de Correlação (CoD) e Expoente de Lyapunov (Lye) (da COSTA *et al.*, 2019).

Por meio da análise cinemática foram analisadas as variáveis cadência, velocidade de caminhada e comprimento do passo (BARTONEK *et al.*, 2016), bem como as amplitudes de movimento de cabeça, pescoço e tronco, nos planos sagital e frontal, durante a marcha (BARTONEK *et al.*, 2016) e amplitude de movimento e ângulos articulares, no plano sagital, de cabeça, tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo, durante a permanência em ortostatismo, durante a manipulação da visão (LIDBECK *et al.*, 2016).

Em relação às fontes de informação sensorial manipuladas, foram encontrados 07 artigos que verificaram o efeito da manipulação da visão no controle postural em indivíduos com PC (YU *et al.*, 2018; SAXENA *et al.*, 2014; LIDBECK *et al.*, 2016; SCHMIT *et al.*, 2015; BARTONEK *et al.*, 2016; PAVÃO *et al.*, 2017; da COSTA *et al.*, 2019). As manipulações visuais adotadas foram: movimentação da cena visual (YU *et al.*, 2018); bloqueio da informação visual (SAXENA *et al.*, 2014; LIDBECK *et al.*, 2016; SCHMIT *et al.*, 2015), adição de uma tarefa de atenção (assistir a um vídeo) (LIDBECK *et al.*, 2016) e fixação em alvo visual (BARTONEK *et al.*, 2016).

A manipulação da visão foi realizada na maioria dos estudos, durante a permanência na postura ortostática (SAXENA *et al.*, 2014; LIDBECK *et al.*, 2016; SCHMIT *et al.*, 2015; YU *et al.*, 2018), e em menor proporção na postura sentada (da COSTA *et al.*, 2019), atividade ST-DP (PAVÃO *et al.*, 2017) e durante a marcha (BARTONEK *et al.*, 2016). As manipulações da superfície de apoio foram realizadas alternando sua maleabilidade, entre rígida (superfície estável) e maleável, com permanência sobre a espuma (superfície instável) (SAXENA *et al.*, 2014; da COSTA *et al.*, 2019). Também manipulou-se a disponibilidade de apoio para as mãos durante a realização do movimento ST-DP (PAVÃO *et al.*, 2018).

4.DISCUSSÃO

O presente estudo teve por objetivo investigar como as manipulações sensoriais influenciam o controle postural em indivíduos com PC. Serão discutidos os aspectos metodológicos dos estudos e na sequência, os efeitos da manipulação sensorial.

4.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA E AVALIAÇÃO DA MANIPULAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL

Os estudos, em sua maioria, avaliaram crianças com comprometimento motor bilateral, com tônus do tipo espástico. A espasticidade e a diplegia são os tipos de comprometimento motor mais prevalentes na população com PC (HIMPENS *et al.*, 2008). A compreensão das estratégias posturais frente à manipulação sensorial em indivíduos com PC é importante para guiar o processo de reabilitação, considerando a necessidade de respostas posturais eficientes nos dois hemisférios e uma adequada regulação do tônus para a manutenção da estabilidade postural, durante as tarefas da rotina diária (PAVÃO *et al.*, 2015).

Embora existam diversas formas para avaliação direta e indireta do controle postural, tais como eletromiografia (ARPIN *et al.*, 2013), análise cinemática (MILLS *et al.*, 2018), emissão infravermelha (BARELA *et al.*, 2011) e testes clínicos padronizados (SIBLEY *et al.*, 2017; ALONSO *et al.*, 2014), o instrumento de mensuração mais utilizado foi a plataforma de força, considerada padrão ouro para avaliar oscilação do CoP (DUARTE & FREITAS, 2010). Nenhum dos estudos incluídos avaliou o controle postural por meio de testes clínicos. O uso de instrumentos clínicos em associação à análise de movimento permite uma abordagem mais funcional do controle postural e da repercussão de seus déficits sobre a condição de saúde do indivíduo (PAILLARD & NOÉ, 2017), permitindo uma tradução da avaliação mais aplicável à prática clínica, e devendo portanto, ser utilizada.

As principais variáveis de análise dos efeitos da manipulação sensorial sobre o controle postural foram amplitude, área e velocidade de oscilação do CoP. Tais variáveis mostram-se confiáveis para o estudo do controle postural nessa população (RUHE *et al.*, 2010; Kyvelidou *et al.*, 2009). Diferente da revisão publicada em 2015, nota-se, na presente revisão, uma maior utilização de variáveis não lineares, tais como Dimensão de Correlação (COD), o Expoente de Lyapunov (LyE) e a Entropia Aproximada (ApEn) (da COSTA *et al.* 2019; SCHMIT *et al.* 2015) para avaliação da estrutura dinâmica das trajetórias do CoP. As variáveis não-lineares permitem analisar o componente das trajetórias do CoP no domínio do tempo, quantificando a extensão em que seus valores são previsíveis em relação ao comportamento motor (HARBOUNE *et al.*, 2009) e permitem uma melhor compreensão do comportamento do CoP durante a atividade e da complexidade dos sistemas motores envolvidos com a manutenção da estabilidade (da COSTA *et al.*, 2013; STERGIOU & HARBOUNE, 2009). Sabe-se que, para que novas habilidades motoras sejam aprendidas, é necessário que ocorra decréscimo da previsibilidade e aumento da variabilidade (PIERCE *et al.*, 2020; STERGIOU & DECKS 2011). Entretanto, os níveis ótimos desses parâmetros ainda precisam ser estabelecidos, e assim, mais pesquisas precisam ser conduzidas com intuito de determinar valores de referência (PIERCE *et al.*, 2020).

4.2 EFEITOS DA MANIPULAÇÃO DA VISÃO NO CONTROLE POSTURAL

A informação visual foi a principal fonte de informação sensorial manipulada, presente em sete dos estudos incluídos.

Durante ortostatismo (SAXENA *et al.*, 2014, LIDBECK *et al.*, 2016), em sedestação (da COSTA *et al.*, 2019) e na transferência postural ST-DP (PAVÃO *et al.*, 2017) verificou-se que a retirada da informação visual aumentou a oscilação postural (PAVÃO *et al.*, 2017; LIDBECK *et al.*, 2016; SAXENA *et al.*, 2014) e a regularidade das trajetórias do CoP (da COSTA *et al.*, 2019), indicando uma redução da complexidade do controle postural.

O uso de focos visuais móveis, como a sala móvel, também aumentou a oscilação postural de indivíduos com PC, em comparação com indivíduos típicos (YU *et al.*, 2018). O movimento da sala provoca conflito entre as informações sensoriais provenientes de diversas fontes: enquanto o sistema visual indica movimentação, os sistemas vestibular e

somatossensorial informam que o sujeito não se movimentou (RASMAN *et al.*, 2018). Os resultados de Yu *et al.* (2018) potencialmente indicam maior dificuldade de indivíduos com PC em lidar com a informação visual em movimento, demonstrando menor flexibilidade e adaptabilidade do controle postural no ambiente de sala móvel (BARELA *et al.*, 2011).

Schimitet *al.* (2015) observaram que, ao restringirem a informação visual durante a execução de uma dupla tarefa, houve redução na complexidade das trajetórias do CoP, com maior regularidade e previsibilidade nos padrões de oscilação em crianças com PC comparadas a seus pares típicos. Desta forma, pode-se dizer que na presença da incapacidade neuromotora decorrente da PC, a perturbação da informação visual reduz a complexidade das estratégias motoras, tornando a estabilidade postural das crianças mais vulnerável.

A avaliação do controle postural durante a realização de uma dupla tarefa sob manipulação visual ainda é um campo escasso em estudos, especialmente em PC. Ao revisarem a literatura sobre o efeito da dupla tarefa no controle postural, Ghaiet *al.* (2017) encontraram um único estudo adotando o paradigma de dupla-tarefa associado a manipulação visual (HUNTER & HOFFMAN, 2001), sendo este realizado com adultos saudáveis. Dessa maneira, mais estudos são necessários para esclarecer como a manipulação visual, realizada por meio da restrição da visão, influencia o controle postural durante ortostatismo, especialmente na dupla tarefa.

O uso de informação visual adicional teve efeitos diferentes de acordo com a atividade realizada pelas crianças. Na permanência em ortostatismo (LIDBECK *et al.*, 2016), a visualização de um vídeo parece ter facilitado o controle postural, à medida que diminuiu o grau de flexão dos joelhos, o que proporcionou melhora no alinhamento biomecânico dos membros inferiores e manteve a posição da cabeça mais estável. Por outro lado, o uso de alvos visuais durante a marcha (BARTONEK *et al.*, 2016), não resultou em alterações significativas nas variáveis espaço temporais da marcha de crianças com PC.

O uso de *feedback* visual, por meio de pistas visuais resultantes de realidade virtual, na marcha de crianças e adultos com PC, aumentou a velocidade e o comprimento do passo (BARAM & LENGGER, 2012; LEVIN *et al.*, 2017), aprimorando o padrão de marcha. Rhea&Kuznetsov (2017) indicaram que o estímulo visual aumentou a estabilidade do tronco durante a marcha, em pacientes com déficits vestibulares. Assim, parece que a informação visual não conflitante e que delimite o espaço por meio de pistas visuais, para a execução da

marcha, conduz à melhor estabilidade postural, provavelmente por direcionar maior fixação visual ao longo da trajetória. De fato, estudos têm identificado que a fixação visual em um alvo oferece um quadro de referência externo ao corpo, que pode ajudar a compensar a função insuficiente do sistema somatossensorial (HORAK, 1996), e fornecer um maior input de informações, o que aumenta a atenção para a tarefa (GOODWORTH *et al.*, 2020).

De acordo com tais resultados, pode-se observar que a manipulação visual em indivíduos com PC pode atuar tanto como restritor quanto como facilitador do controle postural, a depender dos déficits motores e sensoriais apresentados pelos indivíduos, e o tipo de tarefa manipulada.

Entre os déficits sensoriais e motores, incluem-se restrições biomecânicas apresentadas pelos participantes (BARTONEK *et al.*, 2016), como a flexão plantar do tornozelo (MACIAS-MERLO, 2016) e também desordens sensoriais presentes nos membros inferiores das crianças com PC, como déficits na discriminação de dois pontos (AKKAYA & ELBASAN, 2021), que de fato, contribuem para que crianças com PC bilateral espástica, apresentem maior amplitude de movimento de tronco e de cabeça, menor velocidade e menor comprimento de passo, comparadas às crianças típicas, durante a marcha (HEYRMAN *et al.*, 2012; ATTIAS *et al.*, 2015). Além disso, há uma alta prevalência de estrabismo na população PC (aproximadamente 50%) (GRAHAM *et al.*, 2016), podendo determinar prejuízo na motricidade ocular e na sua integração com o sistema vestibular, o que potencialmente contribuiria para a dificuldade no controle postural (ALMUTARI *et al.*, 2019).

Considerando a relevância das restrições biomecânicas na PC e seu impacto sobre o controle postural, podemos apontar a carência de estudos que tenham avaliado os padrões de ativação muscular durante as tarefas posturais, relacionando-os à oscilação postural. Esta melhor compreensão pode favorecer a adoção de estratégias de intervenção na prática clínica, para aperfeiçoar as estratégias posturais, no intuito de garantir mais funcionalidade e flexibilidade diante das manipulações sensoriais nesta população.

Os resultados dos estudos incluídos nesta revisão evidenciam a importância do sistema visual na regulação do controle postural, e ressaltam a dificuldade das crianças com PC, em manterem o controle postural durante a realização de atividades em ambientes com contextos sensoriais diferentes, como o deslocamento sobre uma calçada ou um jardim mal iluminado (HORAK, 2006). A melhor compreensão dos padrões motores de ativação

muscular envolvidos na regulação do controle postural destas crianças permitirá um planejamento das intervenções clínicas a serem adotadas nesta população.

4.3 EFEITOS DA MANIPULAÇÃO DA SUPERFÍCIE DE APOIO E CONTROLE POSTURAL

A disponibilidade de apoio para as mãos durante a realização do movimento ST-DP reduziu a oscilação postural de crianças típicas e com PC durante o movimento (PAVÃO *et al.*, 2018). Crianças GMFCS níveis I e II depositaram mais peso sobre as mãos ao executar o movimento, comparadas a seus pares típicos. A restrição mecânica proporcionada pelo apoio manual provavelmente auxiliou a execução dos movimentos de membros inferiores e controle de tronco, aumentando sua estabilidade postural (PAVÃO *et al.*, 2018). Os déficits de força muscular em membros inferiores de crianças com PC (RYAN *et al.*, 2017), a redução em sua coordenação motora (SIDIROPOULOS *et al.*, 2021), e alterações biomecânicas no alinhamento corporal na postura sentada (SURIYAAMARIT & BOONYONG, 2019), possivelmente faz com que estas crianças descarreguem mais peso em seus membros superiores, durante a realização do movimento, de modo a compensar sua instabilidade postural. Outros autores atestam os efeitos positivos da disponibilidade de apoio sobre o controle postural na população adulta, ao reportar que toques inferiores a 1 newton em uma superfície externa (BALDAN *et al.*, 2014) e o ato de segurar uma barra (FRAZÉN *et al.*, 2011) podem fornecer informações somatossensoriais adicionais e reduzir a oscilação postural em ortostatismo. Entretanto, não foram encontrados mais estudos com população PC, o que indica que a influência de um apoio externo para as mãos, sobre o controle postural, ainda é uma área a ser explorada.

4.4 EFEITOS DA MANIPULAÇÃO DA VISÃO ASSOCIADA À SUPERFÍCIE DE APOIO

Costa *et al.* (2019) e Saxena *et al.* (2014) associaram a manipulação de informações sensoriais, ao modificarem a rigidez da superfície de apoio (superfície rígida vs. espuma) à presença e ausência de visão. A manipulação de uma fonte sensorial isolada (superfície de apoio maleável, sentado sob uma espuma) em crianças típicas e com PC níveis I a IV de

GMFCS não alterou a estrutura dinâmica das trajetórias do CoP na postura sentada. Somente quando a informação somatossensorial foi manipulada conjuntamente com a informação visual, ou seja, na permanência em superfície instável (espuma) com olhos fechados, os participantes apresentaram redução da regularidade da oscilação postural, demonstrando uma redução do nível de complexidade das estratégias motoras de controle postural (da COSTA *et al.*, 2019). Nesta condição, tanto crianças típicas como as com PC de comprometimento leve, moderado e grave aumentaram a regularidade e a previsibilidade da estrutura dinâmica de suas trajetórias do CoP. Estas respostas representam pior adaptação às mudanças nas condições ambientais, pois o padrão de movimento passa a ser mais regular, previsível e reprodutível (KĘDZIOREK & BŁAŻKIEWICZ, 2020). Assim, em condições mais desafiadoras, como nas múltiplas manipulações sensoriais, o comportamento motor é menos complexo e mais previsível, o que pode limitar suas respostas motoras a perturbações inesperadas (da COSTA *et al.*, 2019).

Saxena *et al.* (2014) utilizaram a permanência em ortostatismo. Nas condições com ausência de visão, crianças com PC bilateral apresentaram maior velocidade AP e ML de oscilação do CoP, em comparação com as típicas, tanto na superfície instável quanto na estável (SAXENA *et al.*, 2014).

Os déficits no controle postural em situações de conflito sensorial podem ser atribuídos às deficiências sensório-motoras em crianças com PC (SAXENA *et al.*, 2014), bem como às limitações de atividade, que restringem as experiências motoras e a aprendizagem (ROSENBAUM *et al.*, 2007). A dificuldade de integração de múltiplas informações sensoriais, pode afetar a adoção de estratégias de controle postural (PAVÃO & ROCHA, 2017; BAR-HAIM *et al.*, 2013). Além disso, indivíduos com PC apresentam diminuição na resposta do córtex somatossensorial ao estímulo sensorial periférico, em comparação à adultos saudáveis (TREVARROW *et al.*, 2020). Os artigos incluídos, com exceção do estudo da Costa *et al.* (2019), não avaliaram se há diferenças nas respostas adaptativas ao controle postural dentre os diferentes níveis de GMFCS. Os estudos não especificaram o motivo para a escolha dos grupos a serem comparados, porém, pode-se atribuir ao fato que as diferenças entre os GMFCS I e II não são muito explícitas (CanChild, 2007), o que permite que eles sejam agrupados em um só grupo. Além disso, subdividir o grupo PC em dois ou mais subgrupos poderia diminuir o poder estatístico do teste aplicado, prejudicando as conclusões (BOLARINWA, 2020).

Como anteriormente mencionado, a presente revisão teve por objetivo fazer uma atualização da revisão de Pavão *et al.* (2015), uma vez que na ocasião de sua publicação, os autores mencionaram a necessidade de uma melhor compreensão dos efeitos da manipulação sensorial sobre o controle postural de crianças com PC, especialmente no que se referia à utilização de métodos de análise temporais das trajetórias do CoP. Pode-se observar um certo avanço nesta área, com mais publicações realizando este tipo de análise e pontuando que os conflitos sensoriais aumentam a regularidade e previsibilidade da estrutura dinâmica das trajetórias do CoP. No entanto, embora tenham surgido novas publicações na área, ainda faltam estudos que também investiguem os padrões de ativação muscular em associação ao comportamento do CoP durante a manipulação das diversas informações sensoriais

4.5 AVALIAÇÃO DA QUALIDADE METODOLÓGICA DOS ESTUDOS PRIMÁRIOS E LIMITAÇÕES DO ESTUDO DE REVISÃO

Dentre os artigos incluídos, 3 foram classificados como de alta qualidade metodológica pelo CASP, e 5 como de baixa qualidade. O principal motivo para que os estudos recebessem avaliação negativa foi a metodologia e análise estatística empregada, que não relatou o tamanho de efeito dos resultados. De acordo com Lakens, (2013), o tamanho de efeito é a medida mais importante a ser relatada, pois permite comunicar o significado prático dos resultados, ao contrário do valor p , que apenas informa se os resultados são diferentes entre si. Além disso, relatar o tamanho de efeito é útil para que possam ser comparados meta-analiticamente com outros estudos e também pode ser utilizado para o planejamento do tamanho amostral de novos estudos. A ausência da mensuração do tamanho de efeito na maioria dos artigos indica que estudos futuros com alto rigor metodológico deverão ser realizados.

Sobre as limitações desse estudo, ressalta-se que, por não ter sido feita a busca em todas as bases de dados existentes na área da saúde, possivelmente algum estudo sobre esse tema não tenha sido encontrado e incluído nesta revisão.

5. CONCLUSÃO

Os resultados da presente revisão demonstram que indivíduos com PC apresentam maior dificuldade em manter o controle postural, em situações de restrição visual e

manipulação somatossensorial. A manipulação visual pode atuar como restritora ou facilitadora do controle postural, a depender da demanda da tarefa visual, da atividade realizada, e do somatório de manipulações (quando o sistema visual foi manipulado conjuntamente com a superfície de apoio). Dessa maneira, são necessários estudos futuros que analisem também os padrões de respostas musculares durante manipulações sensoriais, para fornecer uma melhor compreensão das estratégias motoras utilizadas, e assim, fornecer subsídios para formulação de estratégias de intervenção que aperfeiçoem a estabilidade postural.

Além disso, maior rigor metodológico, com cálculo de tamanho de efeito e estabelecimento de valores de referência para variáveis deve ser observado, para que os estudos possam ser comparáveis entre si.

6. REFERÊNCIAS

ARPIN, David J. *et al.* Motor control of the lower extremity musculature in children with cerebral palsy. **Research in developmental disabilities**, v. 34, n. 4, p. 1134-1143, 2013.

ATTIAS, Michael *et al.* Trunk movements during gait in cerebral palsy. **Clinical Biomechanics**, v. 30, n. 1, p. 28-32, 2015.. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.11.009.

AKKAYA, Kamile Uzun; ELBASAN, Bulent. An investigation of the effect of the lower extremity sensation on gait in children with cerebral palsy. **Gait & Posture**, v. 85, p. 25-30, 2021.

ALONSO, Angélica Castilho et al. Functional balance assessment. **Medicalexpress**, v. 1, p. 298-301, 2014.doi: <https://doi.org/10.5935/MedicalExpress.2014.06.03>

ALMUTAIRI, A.; COCHRANE, G. D.; CHRISTY, J. B. Vestibular and oculomotor function in children with CP: descriptive study. **International journal of pediatric otorhinolaryngology**, v. 119, p. 15-21, 2019..doi: 10.1016/j.ijporl.2018.12.038.

BARAM, Yoram; LENGER, Ruben. Gait improvement in patients with cerebral palsy by visual and auditory feedback. **Neuromodulation: Technology at the Neural Interface**, v. 15, n. 1, p. 48-52, 2012.doi:10.1111/j.1525-1403.2011.00412.x

BARELA, Jose A. *et al.* Perception–action and adaptation in postural control of children and adolescents with cerebral palsy. **Research in Developmental Disabilities**, v. 32, n. 6, p. 2075-2083, 2011.. doi: 10.1016/j.ridd.2011.08.018.PMID: 21985991.

BARTONEK, Asa; LIDBECK, Cecilia M.; GUTIERREZ-FAREWIK, Elena M. Influence of external visual focus on gait in children with bilateral cerebral palsy. **Pediatric Physical Therapy**, v. 28, n. 4, p. 393-399, 2016.. doi:10.1097/PEP.0000000000000282.

BAR-HAIM, S. et al. Mechanical efficiency and balance in adolescents and young adults with cerebral palsy. **Gait & posture**, v. 38, n. 4, p. 668-673, 2013.doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.02.018.

BOLARINWA, Oladimeji Akeem *et al.* Sample size estimation for health and social science researchers: The principles and considerations for different study designs. **Nigerian Postgraduate Medical Journal**, v. 27, n. 2, p. 67, 2020. doi: 10.4103/npmj.npmj_19_20. PMID: 32295935.

CASCIO, Carissa J. Somatosensory processing in neurodevelopmental disorders. **Journal of Neurodevelopmental Disorders**, v. 2, n. 2, p. 62-69, 2010. doi: 10.1007/s11689-010-9046-3

CHEN, Jessie; WOOLLACOTT, Marjorie H. Lower extremity kinetics for balance control in children with cerebral palsy. **Journal of motor behavior**, v. 39, n. 4, p. 306-316, 2007. doi: 10.3200/JMBR.39.4.306-316

CRITICAL APPRAISAL SKILLS PROGRAMME (2018).CASP (checklistQualitative) Checklist. [online] Disponível em: <https://casp-uk.net/>. Acesso em: 06/10/2020.

CLAYTON, Kellie; FLEMING, Jennifer M.; COPLEY, Jodie. Behavioral responses to tactile stimuli in children with cerebral palsy. **Physical & Occupational Therapy in Pediatrics**, v. 23, n. 1, p. 43-62, 2003.

COHEN, J. A coefficient of agreement for nominal scales. **Educational and Psychological Measurement**, v. 20, n. 1, p. 37-46, 1960. doi:doi.org/10.1177/001316446002000104.

DA COSTA, Carolina Souza Neves *et al.* Effects of sensory manipulations on the dynamical structure of center-of-pressure trajectories of children with cerebral palsy during sitting. **Human Movement Science**, v. 63, p. 1-9, 2019. doi: 10.1016/j.humov.2018.11.003.

DA COSTA, Carolina S. N; BATISTÃO, Mariana V.; ROCHA, Nelci A. C. F. Quality and structure of variability in children during motor development: A systematic review. **Research in Developmental Disabilities**, v. 34, n. 9, p. 2810-2830, 2013. doi:10.1016/j.ridd.2013.05.031

DUARTE, Marcos; FREITAS, Sandra. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Brazilian Journal of physical therapy**, v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.

DUSING, Stacey C. Postural variability and sensorimotor development in infancy. **Developmental medicine & child neurology**, v. 58, p. 17-21, 2016.doi: 10.1111/dmcn.13045

FRANZÉN, Erika et al. Haptic touch reduces sway by increasing axial tone. **Neuroscience**, v. 174, p. 216-223, 2011.PMID: 21087656; PMCID: PMC3020240.

GHAI, Shashank; GHAI, Ishan; EFFENBERG, Alfred O. Effects of dual tasks and dual-task training on postural stability: a systematic review and meta-analysis. **Clinical interventions in aging**, v. 12, p. 557, 2017.doi: 10.2147/CIA.S125201. PMID: 28356727; PMCID: PMC5367902

GRAHAM, Kerr,*et al.* Cerebral palsy.**Nature. Review Disease. Primers**, v.2,p.1-24,2016. doi: 10.1038/nrdp.2015.82

GOODWORTH, Adam; KRATZER, Amy; SAAVEDRA, Sandy. Influence of visual biofeedback and inherent stability on trunk postural control. **Gait & Posture**, v. 80, p. 308-314, 2020.

HADDERS ALGRA, M. *et al.* Development of postural adjustments during reaching in infants with CP. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 41, n. 11, p. 766-776, 1999.doi: 10.1017/s001216229900153x.

HARBOURNE, Regina T.; STERGIOU, Nicholas. Nonlinear analysis of the development of sitting postural control. **Developmental Psychobiology: The Journal of the International Society for Developmental Psychobiology**, v. 42, n. 4, p. 368-377, 2003.doi: 10.1002/dev.10110.

HARBOURNE, Regina T.; STERGIOU, Nicholas. Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice.**Physical Therapy**, v. 89, n. 3, p. 267-282, 2009.

HERNANDES, Elis *et al.* Using GQM and TAM to evaluate StArt-a tool that supports Systematic Review. **CLEI Electronic Journal**, v. 15, n. 1, p. 3-3, 2012.

HEYRMAN, Lieve *et al.* Three-dimensional head and trunk movement characteristics during gait in children with spastic diplegia. **Gait & posture**, v. 38, n. 4, p. 770-776, 2012. doi:10.1016/j.gaitpost.2013.03.019

HIMPENS, E. *et al.* Prevalence, type, distribution, and severity of cerebral palsy in relation to gestational age: a meta-analytic review. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 50, n. 5, p. 334-340, 2008. doi:10.1111/j.1469-8749.2008.02047.x

HORAK, Fay B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. **Age and Ageing**, v. 35, n. suppl_2, p. ii7-ii11, 2006. doi:10.1093/ageing/afl077. PMID: 16926210.

JOVELLAR-ISIEGAS, Patricia *et al.* Sensory Processing, Functional Performance and Quality of Life in Unilateral Cerebral Palsy Children: A Cross-Sectional Study. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 17, n. 19, p. 7116, 2020. doi: 10.3390/ijerph17197116.

KYVELIDOU, Anastasia *et al.* Reliability of center of pressure measures for assessing the development of sitting postural control in infants with or at risk of cerebral palsy. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 91, n. 10, p. 1593-1601, 2010. doi:10.1016/j.apmr.2010.06.027

LAKENS D. Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. **Front Psychol**, v. 26, n.4, p. 863, 2013. doi:10.3389/fpsyg.2013.00863. PMID: 24324449; PMCID: PMC3840331.

LEVIN, I. *et al.* Gait Training With Visual Feedback and Proprioceptive Input to Reduce Gait Asymmetry in Adults With Cerebral Palsy. **Pediatric Physical Therapy**, v.29, n.2, p.138–145, 2017. doi:10.1097/PEP.0000000000000362

LIDBECK, C. *et al.* The role of visual stimuli on standing posture in children with bilateral cerebral palsy. **BMC Neurol**, v.16, 2016. <https://doi.org/10.1186/s12883-016-0676-2>.

LOPEZ, P.M., VILLANUEVA, A., LLOVET, J.M. Systematic review: Evidence-based management of hepatocellular carcinoma- an update analyses of randomized controlled trials.

Alimentary Pharmacology and Therapeutics, v. 23, p.1535-1547, 2006.doi: 10.1111/j.1365-2036.2006.02932.x

MACIAS-MERLO, L. Commentary on “Influence of External Visual Focus on Gait in Children With Bilateral Cerebral Palsy.” **Pediatric Physical Therapy**, v. 28, n. 4, 2020.doi: 10.1097/PEP.0000000000000307

MILLS, R., LEVAC, D., SVEISTRUP, H. Kinematics and postural muscular activity during continuous oscillating platform movement in children and adolescents with cerebral palsy. **Gait & Posture**, v.66, p.13-20, 2018. DOI:10.1016/j.gaitpost.2018.08.002. PMID: 30138742.

MOHER D, LIBERATI A, TETZLAFF J, ALTMAN DG, The PRISMA Group. Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. **PLoS Med**, v. 6, n. 7, 2009.doi: 10.1371/journal.pmed.1000097.

NASHNER, L. M.; SHUMWAY-COOK, A.; MARIN, O. Stance posture control in select groups of children with cerebral palsy: deficits in sensory organization and muscular coordination. **Experimental Brain Research**, v. 49, n. 3, p. 393-409, 1983.doi: 10.1007/BF00238781

PAILLARD, T., NOÉ, F. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. **Biomed Res Int**, v.2015,p.1-15,2015. doi: 10.1155/2015/891390.PMID: 26640800; PMCID: PMC4659957.

PALISANO, R., *et al.* GMFCS G & R. CanChild Centre for Childhood Disability Research. Access: https://canchild.ca/system/tenon/assets/attachments/000/000/075/original/GMFCS-ER_Translation-Portuguese2.pdf.

PAVÃO, Sílvia Leticia; ROCHA, Nelci Adriana Cicuto Ferreira. Sensory processing disorders in children with cerebral palsy. **Infant Behavior and Development**, v. 46, p. 1-6, 2017.

PAVÃO, Sílvia Leticia; LIMA, Camila Resende Gâmbaro; ROCHA, Nelci Adriana Cicuto Ferreira. Association between sensory processing and activity performance in children with cerebral palsy levels I-II on the gross motor function classification system. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 25, n. 2, p. 194-202, 2021.doi: 10.1016/j.bjpt.2020.05.007.

PAVÃO, Sílvia Leticia *et al.* Assessment of postural control in children with cerebral palsy: a review. **Research in Developmental Disabilities**, v. 34, n. 5, p. 1367-1375, 2013. v.34, n.5, p. 1367-75, 2013.doi: 10.1016/j.ridd.2013.01.034.

PAVÃO, S.L.*et al* Use of sensory information during postural control in children with cerebral palsy: systematic review, **Journal of Motor Behavior**, v.47, n.4, 2015.doi: 10.1080/00222895.2014.981498.

PAVÃO, Sílvia Leticia; ROCHA, Nelci Adriana Cicuto Ferreira. Sensory processing disorders in children with cerebral palsy. **Infant Behavior and Development**, v. 46, p. 1-6, 2017.

PAVÃO, Sílvia Leticia; ARNONI, Joice Luiza B.; ROCHA, Nelci Adriana Cicuto Ferreira. Effects of visual manipulation in sit-to-stand movement in children with cerebral palsy. **Journal of Motor Behavior**, v. 50, n. 5, p. 486-491, 2018.doi: 10.1080/00222895.2017.1367641.

PAVÃO, Silvia Leticia; ROCHA, Nelci Adriana Cicuto Ferreira. Hands support and postural oscillation during sit-to-stand movement in children with cerebral palsy and typical children. **Journal of motor behavior**, v. 50, n. 2, p. 194-201, 2018.doi: 10.1080/00222895.2017.1327410.

RASMAN, Brandon G. *et al.* Sensorimotor manipulations of the balance control loop—beyond imposed external perturbations. **Frontiers in neurology**, v. 9, p. 899, 2018.doi: 10.3389/fneur.2018.00899. PMID: 30416481; PMCID: PMC6212554.

REID, Susan M. *et al.* Population-based studies of brain imaging patterns in cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 56, n. 3, p. 222-232, 2014..doi: 10.1111/dmcn.12228.

RHEA, Christopher K.; KUZNETSOV, Nikita A. Using visual stimuli to enhance gait control. **Journal of Vestibular Research**, v. 27, n. 1, p. 7-16, 2017. doi:10.3233/VES-170602.

ROSENBAUM, Peter. *et al.* A report: the definition and classification of cerebral palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology.**, v. 49, p.8–14, 2007.PMID: 17370477.

RUHE, Alexander; FEJER, René; WALKER, Bruce. The test–retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions—a systematic review of the literature. **Gait & posture**, v. 32, n. 4, p. 436-445, 2010.doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.09.012.

RYAN, Jennifer M. *et al.* Exercise interventions for cerebral palsy. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, n. 6, 2017. doi:10.1002/14651858.CD011660.pub2

SAXENA, Shikha; RAO, Bhamini K.; KUMARAN, Senthil. Analysis of postural stability in children with cerebral palsy and children with typical development: an observational study. **Pediatric Physical Therapy**, v. 26, n. 3, p. 325-330, 2014..doi: 10.1097/PEP.0000000000000060.

SANTOS, Cristina Mamédio da Costa; PIMENTA, Cibele Andrucio de Mattos; NOBRE, Moacyr Roberto Cuce. The PICO strategy for the research question construction and evidence search. **Revista Latino-americana de Enfermagem**, v. 15, p. 508-511, 2007.

SCHMIT, Jennifer *et al.* Children with cerebral palsy effectively modulate postural control to perform a supra-postural task. **Gait & Posture**, v. 42, n. 1, p. 49-53, 2015..doi: 10.1016/.04.001.

SIBLEY, Kathryn M. *et al.* Components of standing postural control evaluated in pediatric balance measures: A scoping review. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 98, n. 10, p. 2066-2078. e4, 2017.DOI: 10.1016/j.apmr.2017.02.032. PMID: 28438514.

SIDIROPOULOS, Alexis N.; SANTAMARIA, Victor; GORDON, Andrew M. Continuous inter-limb coordination deficits in children with unilateral spastic cerebral palsy. **Clinical Biomechanics**, v. 81, p. 105250, 2021.

SURIYAAMARIT, Duangporn; BOONYONG, Sujitra. Mechanical work, kinematics, and kinetics during sit-to-stand in children with and without spastic diplegic cerebral palsy. **Gait & Posture**, v. 67, p. 85-90, 2019.

TREVARROW, Michael P. *et al.* The somatosensory cortical activity in individuals with cerebral palsy displays an aberrant developmental trajectory. **The Journal of Physiology**, v. 599, n. 4, p. 1281-1289, 2021. doi: 10.1113/JP280400.

YU, Yawen *et al.* Visual dependence affects postural sway responses to continuous visual field motion in individuals with cerebral palsy. **Developmental Neurorehabilitation**, v. 21, n. 8, p. 531-541, 2018.doi: 10.1080/17518423.2018.1424265.

ZARKOU, Anastasia *et al.* Foot and ankle somatosensory deficits affect balance and motor function in children with cerebral palsy. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 14, p. 45, 2020.doi:10.3389/fnhum.2020.00045.

ESTUDO II

Controle Postural em ortostatismo nas condições de manipulação de tarefa em crianças e adolescentes com Paralisia Cerebral

1.INTRODUÇÃO

O controle postural é o componente principal da habilidade motora, sendo imprescindível para a execução de diferentes atividades funcionais na rotina diária, seja para manutenção da postura corporal ou durante a realização de movimentos (ADOLPH & FRANCHACK, 2017). O desenvolvimento do controle postural emerge da interação do corpo, pelas informações obtidas do sistema somatossensorial, vestibular e visual (HORAK, 2006), com as restrições do ambiente físico, como as propriedades da superfície de suporte (ADOLPH & FRANCHACK, 2017). Isso faz com que o corpo se mantenha estável, ou seja, mantenha o centro de massa dentro dos limites da base de sustentação. Além disso, o sistema sensorial modifica o comando motor eferente, regulando o sistema musculoesquelético, para promover ações voluntárias e automáticas acopladas aos ajustes posturais antecipatórios e compensatórios apropriados às demandas da tarefa (MACKINNON, 2018).

Alterações do controle postural estão presentes em crianças e adolescentes com Paralisia Cerebral (PANIBATLA *et al.*,2017, da COSTA *et al.*,2019; LIDBECK *et al.*,2016; PAVÃO *et al.*,2017; PAVÃO *et al.*,2018; SAXENA *et al.*,2014). Há evidências de desalinhamento entre os segmentos corporais e alterações no controle de movimentos, uma vez que apresentam deficiências neuromotoras, como espasticidade (SHEEAN *et al.*,2002) e alterações na morfologia muscular do músculo espástico, exemplificada pelo aumento do colágeno intramuscular, atrofia das fibras musculares e da junção neuromuscular (BURATTI *et al.*, 2019). Além disso, esta população apresenta deficiências sensoriais primárias, tais como déficits de percepção tátil, discriminação espacial e estereognosia (BLEYENHEUFT & GORDON, 2013), por lesões em substância branca cerebral (PAPADELIS *et al.*, 2018), bem como alterações no processamento sensorial (PAVÃO & ROCHA,2017a), que acabam por reduzir suas experiências sensoriomotoras, levando a prejuízos no controle postural.

Desse modo, em decorrência dos déficits neuromotores e de processamento sensorial, na presença de manipulações nas informações sensoriais ou nas características mecânicas do ambiente à sua volta, estas crianças apresentam uma menor capacidade de adaptação, apresentando maior instabilidade postural. Autores reportam que em condições de manipulação da tarefa, como na ausência da informação visual, crianças com PC apresentam maior oscilação postural que seus pares típicos, estando mais sujeitas às quedas (da COSTA *et al.*,2019; LIDBECK *et al.*,2016; PAVÃO *et al.*,2017; PAVÃO *et al.*,2018; SAXENA *et al.*,2014).

Ainda, estudos que avaliaram os padrões de ativação muscular em tronco e membros inferiores durante a marcha (GROSS *et al.*, 2015) e em oscilações inesperadas da superfície de suporte, durante a postura sentada (BROGREN *et al.*,2001), e em ortostatismo (WOOLLACOTT & BURTNER,1996; WOOLLACOTT-SHUMWAY-COOK,2005; CARLBERG & HADDERS-ALGRA., 2005) indicam que as crianças com PC demonstram padrão de ativação muscular proximal-distal (BROGREN *et al.*,2001). Além disso, esses estudos reportam que há maior cocontração muscular, uma estratégia caracterizada pela ativação simultânea do agonista e do antagonista ao redor de uma articulação. Esse padrão de ativação simultânea prejudica a mobilidade, uma vez que quando os músculos que produzem torque em direções opostas são ativados simultaneamente, o movimento fica limitado naquela articulação (ERVILHA *et al.*, 2012; LATASH,2018). Entretanto, o uso da cocontração durante a permanência estática é comumente observada em adultos saudáveis, onde os grupos musculares anterior e posterior são recrutadas simultaneamente para a manutenção da estabilidade (ERVILHA *et al.*, 2012). Porém, não foi encontrado na literatura pesquisada, dados referentes à ativação muscular e cocontração durante o ortostatismo em crianças e adolescentes com PC espástica, com nível de GMFCS (*Gross Motor Function Classification System*) I e II.

Os estudos encontrados, embora avaliem a oscilação postural e nível de ativação muscular, manipularam a estabilidade da superfície de suporte por meio de perturbações inesperadas da superfície de suporte (BURTNER *et al.*, 1998;WOOLLACOTT & SHUMWAY-COOK, 2005; WOOLLACOTT & BURTNER, 1996; RONCESVALLES *et al.*, 2002), e em populações de nível variado de comprometimento motor (GMFCS de I a V) (LIDBECK *et al.*, 2016). Os estudos que realizaram a manipulação da tarefa em populações de comprometimento motor leve, observaram seus efeitos apenas sobre a oscilação postural

em ortostatismo, porém sem considerar os níveis de ativação muscular (SAXENA *et al.*, 2014; da COSTA *et al.*, 2019; PAVÃO *et al.*, 2017; PAVÃO *et al.*, 2018).

Na rotina diária, a execução das múltiplas tarefas funcionais exige adaptabilidade do sistema de controle postural, visto a frequência com que o alinhamento entre os segmentos corporais e a estabilidade deve ser mantido em condições de menor incidência de luminosidade, mudanças das características mecânicas da base de sustentação e disponibilidade ou não de apoio. Entretanto, apesar da relevância do tema e da existência de estudos que tenham avaliado o controle postural de crianças e adolescentes com PC, em condições de manipulação da tarefa, realizada por meio de um *feedback* visual adicional (LIDBECK *et al.*, 2016), pela disponibilidade ou não de visão durante o ortostatismo (SAXENA *et al.*, 2014), na postura sentada (COSTA *et al.*, 2019) e no ST-DP (PAVÃO *et al.*, 2017), e pela manipulação da disponibilidade de apoio para as mãos, durante o ST-DP (PAVÃO *et al.*, 2018), até o presente momento, ainda não há evidências sobre como se caracteriza a oscilação postural e ativação muscular desta população em condições de manipulações mecânicas (disponibilidade de apoio) e sensoriais (disponibilidade da visão), na postura ortostática, com o uso associado de ferramentas como a plataforma de força e a eletromiografia.

Levando em conta as deficiências neuromotoras da PC, bem como as especificidades dos padrões de comportamento motor em cada um dos níveis do GMFCS (PALISANO,1997), é importante que o controle postural em decorrência de manipulações de tarefa, seja avaliado considerando populações mais homogêneas. Além disso, as crianças com menor comprometimento da função motora grossa (GMFCS I e II) apresentam a maior parcela da população com PC (SMITHERS-SHEEDY *et al.*, 2016; KIRBY *et al.*, 2011), e apesar de serem mais funcionais, apresentam dificuldades em realizar atividades de maior complexidade, o que torna relevante o delineamento de estudos com essa população.

Dessa maneira, considerando a importância do controle postural em ortostatismo, para a estabilidade corporal e sendo a base para atividades de membros superiores e mobilidade (SIBLEY *et al.*, 2017; PAVÃO *et al.*, 2014), o presente estudo tem por objetivo verificar os efeitos da manipulação de tarefa sobre a oscilação postural e as respostas musculares de tronco e membros inferiores em crianças com PC e típicas.

A partir de todo o exposto, espera-se:

Que as crianças com PC apresentem maior oscilação postural que seus pares típicos em todas as condições de tarefa avaliadas, especialmente nas condições envolvendo privação dos *inputs* sensoriais, oriundos da visão e do apoio das mãos (SAXENA *et al.*, 2014; LIDBECK *et al.*, 2016).

Menor ativação (RMS) de músculos extensores de tronco e da cadeia posterior dos membros inferiores, no grupo PC, considerando a deficiência de controle da musculatura antigravitária (HEYRMAN *et al.*, 2013).

Que a população PC apresente menor cocontração e haja assimetrias entre os hemisferos, com maior ativação e cocontração do hemisfero dominante (menos acometido ou sadio), considerando a maior deficiência no controle muscular do lado lesado (GORDON,2016).

Nas condições com apoio e olhos abertos, ocorra menor ativação muscular e cocontração, uma vez que a disponibilidade de apoio aumentaria a base de suporte e reduziria a demanda biomecânica da tarefa, exigindo menor atividade muscular (PAVÃO & ROCHA, 2018).

Acredita-se que os resultados obtidos com o presente estudo possam fornecer subsídios para a prática clínica de profissionais que assistem crianças e adolescentes com paralisia cerebral, ao fornecer evidências para que estratégias de intervenção sejam elaboradas, incluindo manipulação multissensorial, com objetivo de melhora do controle postural.

2. OBJETIVOS

Geral

Verificar o efeito da manipulação visual e do apoio das mãos sobre oscilação postural e ativação muscular de membros inferiores e tronco, em crianças e adolescentes com PC e típicos.

Específicos

Verificar o efeito das condições “olhos abertos com apoio”, “olho aberto sem apoio”, “olho fechado com apoio” e “olho fechado sem apoio”, na oscilação postural, avaliada pelas variáveis amplitude anteroposterior e mediolateral, área e velocidade de oscilação do CoP;

Verificar o efeito das condições “olhos abertos com apoio”, “olho aberto sem apoio”, “olho fechado com apoio” e “olho fechado sem apoio”, na ativação muscular, avaliada pelo RMS dos músculos reto abdominal, eretor da espinha, reto femoral, semitendinoso, tibial anterior e gastrocnêmio, e cocontração, dos segmentos de tronco, coxa e perna, nos hemisferos dominante e não dominante.

3.MÉTODOS

Essa dissertação analisou os dados que foram coletados previamente no doutorado da aluna Silvia Letícia Pavão.

3.1 Tipo do Estudo

O presente estudo é de caráter observacional transversal, com amostra de conveniência e foi realizado no Laboratório de Análise do Desenvolvimento Infantil (LADI), da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar).

3.2 Participantes

O cálculo do tamanho amostral realizado previamente à realização do presente estudo, considerando um poder estatístico de 95%, tamanho de efeito de 0,5, alfa de 0,05, indicou a necessidade de tamanho amostral de 18 crianças típicas e 18 crianças com nível I de Gross Motor Function Classification System (GMFCS) e 18 com nível II.

Foram incluídas 62 crianças e adolescentes, 39 com desenvolvimento típicos e 22 com paralisia cerebral uni e bilateral espástica, com idade entre 5 e 15 anos ($9,9 \pm 3,08$), recrutadas em centros de reabilitação e escolas da cidade de São Carlos e demais cidades da região. Os participantes com PC foram classificados pelo Sistema de Classificação da Função

Motora Grossa (GMFCS), sendo 15 de nível I e 8 de nível II. A maioria dos participantes apresenta dominância manual direita (43).

Foi utilizada uma amostra de conveniência com maior número de crianças típicas do que o indicado pelo cálculo amostral, pois o presente estudo faz parte de um projeto de pesquisa maior, com dados já previamente coletados.

A dominância manual no grupo de crianças típicas foi determinada a partir da mão que as crianças utilizavam para escrita, e no grupo PC foi definido o membro superior menos afetado como o dominante.

O fluxograma 1 e a Tabela 1 demonstram as características dos participantes.

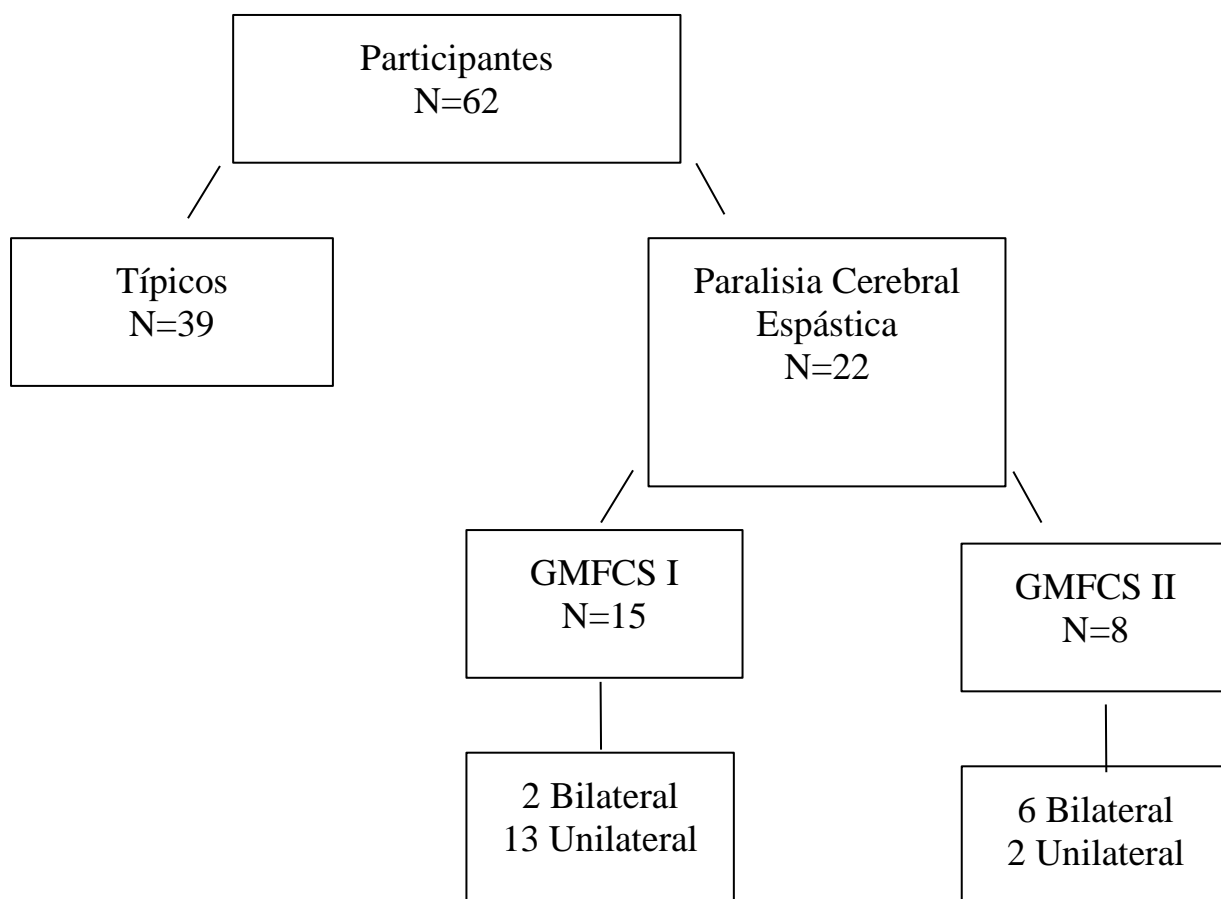


Figura 1. Fluxograma das características dos participantes.

Tabela 1. Características clínicas dos participantes.

	Típico	Paralisia cerebral
Idade (anos)	10±3,0	9,6±3,1
Sexo	Feminino= 20 (51,3%) Masculino= 19 (48,7)	Feminino= 10 (45,45%) Masculino=12 (54,55%)
Massa corpórea (Kg)	41,6 ± 17,6	30,9 ± 12,6
Estatura (cm)	143,0 ± 19,5	135,8 ±17,2
Índice de massa corpórea (IMC)	19,4 ± 4,0 Eutrófico	16,1±3,1 Eutrófico
Dominância manual	Esquerda= 4 Direita= 35	Esquerda=14 Direita=8
Classificação topográfica	-	Unilateral=15 Bilateral= 8

3.3 Critérios de Inclusão

Para o grupo típico, foram incluídas crianças e adolescentes com desenvolvimento neuromotor típico, de ambos os sexos, com idade entre cinco e 15 anos, nascidos com idade gestacional entre 37 e 40 semanas e seis dias, e com peso maior ou igual a 2.500 gramas, e que não possuíssem comprometimentos ortopédicos e/ou neurológicos.

Também foram incluídas crianças com PC, de ambos os sexos, com idade entre cinco e 15 anos, com comprometimento motor do tipo espástico, unilateral ou bilateral, com nível I e II de GMFCS (PALISANO *et al.*, 2000) e com tônus avaliado entre os graus entre I e II, pela escala Ashworth modificada. As crianças deveriam ser capazes de realizar ortostatismo independente e atenderem a comandos verbais. Somente foram incluídas crianças que assinaram o Termo de Assentimento e cujos responsáveis tenham assinado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) Apêndice A.

3.4 Critérios de não-inclusão

Para o grupo PC não foram incluídos crianças ou adolescentes: (1) que tivessem passado por algum procedimento cirúrgico ortopédico nos últimos 12 meses; (2) submetidas a bloqueio neuromuscular nos últimos 06 meses; (3) que apresentassem encurtamentos musculares que limitassem amplitude de movimento em membros superiores, impedindo o apoio total de ambas as mãos, e encurtamentos de membros inferiores, que as impedissem de assumir a postura ortostática e apoiar totalmente o pé na plataforma de força.

Crianças do grupo típico não foram admitidas caso: (1) Apresentassem índice de massa corporal fora do percentil esperado para a idade, (2) Atraso no desenvolvimento neuromotor, (3) deformidades ortopédicas.

3.5 Instrumentos de avaliação

Para aquisição dos sinais eletromiográficos foi utilizado um eletromiógrafo portátil de 16 canais (Myomonitor® IV; DelSys®, Boston, USA), com largura de banda de 20-450 Hz, resolução de 16-bits, ganho de 1000 dB e amplitude de ruído de $1.2 \mu\text{V(RMS)}$ (Figura 3) Este equipamento foi adquirido no processo FAPESP (2011/20942-5). Eletrodos passivos acoplados ao eletromiógrafo foram posicionados sobre os ventres musculares dos músculos selecionados.

Uma plataforma de força BERTEC 400 (EMG System do Brasil®) (figura 4), com frequência de aquisição de 1000 Hz foi utilizada para a avaliação cinética dos componentes vertical, ântero-posterior e médio-lateral das forças de reação ao solo e do deslocamento do centro de pressão. A aquisição dos sinais da plataforma de força foi efetuada por meio do software BERTEC e a análise dos dados foi realizada mediante a implementação de uma rotina no software Matlab® (R2011a; Mathworks, Natick, MA, USA). Os dados da plataforma foram normalizados pelo peso e altura de cada criança.



Figura 2. Eletromiógrafo portátil de 16 canais. Disponível em: <https://bestech.com.sg/project/delsys/> Acesso em: 10/08/2021



Figura 4. Equipamentos utilizados no procedimento experimental (1): Plataforma de força, (2) Célula de carga. Fonte: Acervo pessoal.

3.6. Procedimentos gerais

O estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da Universidade Federal de São Carlos (CAAE17492513.8.0000.5504) (anexo 1) e autorizado pelos pais, por meio de assinatura do (TCLE).

Os pais foram contatados por telefone e informados sobre o estudo e todos os procedimentos que ele envolvia e convidados a participar do estudo. Uma vez que tivessem aceito, foi marcada uma data para formalizar a adesão por meio da assinatura do TCLE e início das avaliações. As crianças foram avaliadas uma única vez e as avaliações foram realizadas em um único dia.

Para a análise da atividade elétrica dos músculos foram utilizados eletrodos bipolares em forma de disco. A pele foi tricotomizada e higienizada com álcool, para reduzir a impedância tecidual. Somente após esse procedimento que os eletrodos foram fixados. Os músculos avaliados pela eletromiografia foram os seguintes: músculos eretor da espinha, reto abdominal, semitendinoso, reto femoral, gastrocnêmio e tibial anterior (BURTNER *et al.*, 1998; BURTNER *et al.*, 1999), de acordo com os parâmetros recomendados pela SENIAM (Surface EMG for a Non-invasive Assessment of Muscles).

Antes de coletar os dados eletromiográficos de cada músculo durante a permanência em ortostatismo, as crianças foram posicionadas em supino, para que os dados de referência fossem coletados durante 30 segundos para o estabelecimento de uma linha de base, ou seja, captação de dados eletromiográficos com a menor atividade muscular, para normalização dos dados (PORTNEY & ROY, 2004).

3.7 Procedimento experimental

Os participantes da pesquisa permaneceram em ortostatismo, com os pés descalços sob uma plataforma de força (BERTEC System 400 (Bertec Corporation - Columbus, OH), o mais imóvel possível, com os pés paralelos, alinhados com a lateral do quadril. Para garantir que os participantes sempre posicionassem os pés nos mesmos locais sobre a plataforma de força, estes foram posicionados no interior de um círculo, desenhado no centro da mesma. Foram avaliadas quatro condições sensoriais diferentes: (1) olhos abertos e com apoio das

mãos (OA_AP); (2) olhos abertos e sem apoio das mãos (OA_SA); (3) olhos fechados e com apoio das mãos (OF_AP); (4) olhos fechados e sem apoio das mãos (OF_SA) (Figura 5). Cada condição sensorial foi avaliada três vezes, com tentativas de 30 segundos de duração. A ordem de realização das tentativas em cada condição sensorial foi aleatoriamente determinada por sorteio. Antes de iniciar o procedimento, foi permitido que os participantes se familiarizassem com os equipamentos.

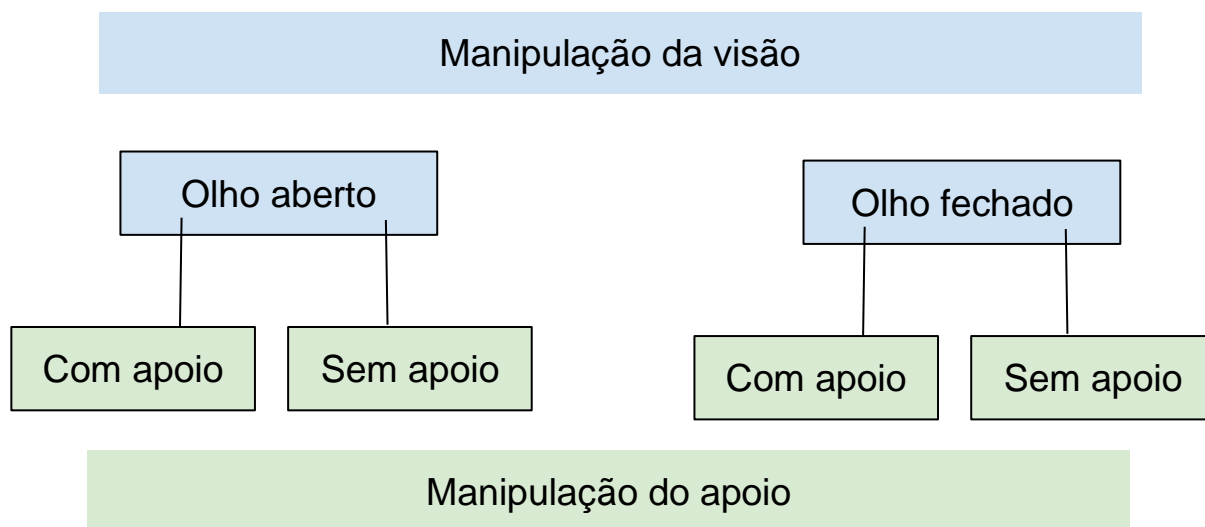


Figura 5. Condições do procedimento experimental.

Na condição com olhos abertos, os participantes olharam para um ponto fixo à frente de seu corpo, a uma distância de 1 metro (PAVÃO & ROCHA, 2017). Na condição com apoio das mãos, os participantes apoiaram cada mão em uma célula de carga independente, posicionada sempre à altura de suas espinhas ilíacas ântero-superiores. Para o apoio das mãos, foi utilizada uma mesa de altura regulável, com duas células de carga acopladas (Figura 6) capazes de medir a descarga de peso em cada mão, conforme descrito em estudo prévio (PAVÃO & ROCHA, 2017). No presente estudo, os dados de descarga de peso em membros superiores não foram utilizados na análise dos dados. A Figura 6 ilustra o procedimento experimental.



Figura 6. Criança em pé sob a plataforma de força, com as mãos apoiadas sobre a célula de carga, demonstrando o procedimento experimental.

3.8 Variáveis

A oscilação postural foi avaliada por meio das seguintes variáveis de oscilação do CoP: Amplitude (cm), nas direções anteroposterior (Amp AP) e mediolateral (Amp ML), área (cm²) e velocidade (cm/s).

a) Amplitude de deslocamento anteroposterior (AP) e mediolateral – É a variável que corresponde a variância dos valores do CoP com os deslocamentos máximo e mínimo em cada direção. Essas variáveis indicam a magnitude da excursão do CoP. Sua unidade de medida é em centímetros.

b) Área de oscilação do CoP – Corresponde à dispersão da oscilação do CoP considerando de forma conjunta as direções AP e ML. Esta variável estima a dispersão do CoP por meio de uma análise de componente principal. A partir da análise da dispersão no estatocinesiógrama, calcula-se a área de uma elipse envolvendo 95% dos dados do CoP. Sua unidade de medida é dada em cm². Trata-se de uma medida sensível para o diagnóstico de disfunções do controle postural

c) Velocidade Média Total de oscilação do CoP – Reflete o quão rápido ocorreu a oscilação corporal nas direções AP e ML, no domínio do tempo. Sua unidade de medida é dada em cm/s. A velocidade é um dos principais preditores de estabilidade postural (DUARTE & FREITAS,2010).

A ativação dos músculos reto abdominal, eretor da espinha, reto femoral, semitendinoso, tibial anterior e gastrocnêmio foram representadas pelo *Root meansquare*, que indica a amplitude do sinal em um intervalo de tempo, o que determina o padrão de recrutamento de unidades motoras do músculo analisado (SILVA *et al*, 2007), e sua unidade de medida é em Volts. Esta variável descreve a quantidade de energia produzida por uma contração muscular (de AQUINO, 2005). Para avaliação da ativação muscular, também foi utilizada a porcentagem da coativação muscular, para cada grupo de agonista e antagonista, do hemicorpo dominante e do hemicorpo não dominante, para possibilitar a verificação de simetria/assimetria entre os hemicorpos. As variáveis de cocontração são as seguintes: (1) Cocontração tronco dominante, (2) cocontração tronco não dominante, (3) cocontração coxa dominante, (4) cocontração coxa não dominante, (5) cocontração perna dominante e (6) cocontração perna não dominante, como segue explicitado na figura 7.

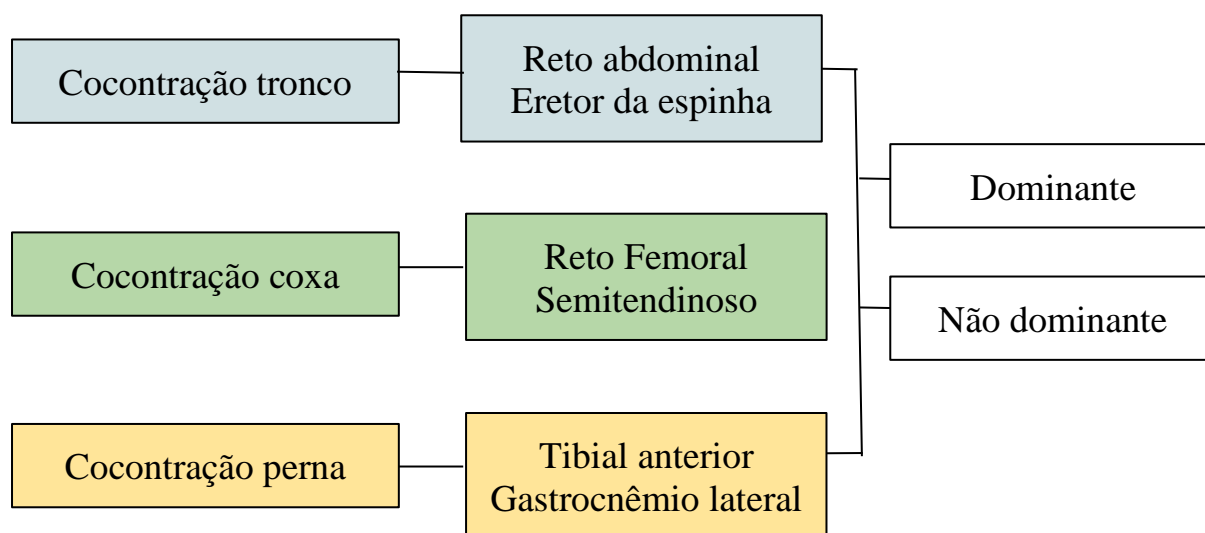


Figura 7. Variáveis de cocontração.

A quantificação é realizada fazendo-se a sobreposição das curvas de contração dos músculos agonistas e antagonistas, sendo que a área comum entre as duas curvas representa a intensidade da cocontração (FONSECA *et al.*, 2001), matematicamente, é calculado com a seguinte equação (WINTER, 2009).

$$\text{cocontração}(\%) = 2 \times \frac{\text{área comum agonista e antagonista}}{\text{área agonista} + \text{área antagonista}} \times 100 \quad (1)$$

4. ESTATÍSTICA

Foi utilizada análise de variância (ANOVA de medidas repetidas) para testar o efeito de grupo (PC x típico), da condição de tarefa avaliada: (OA_AP vs. OA_SA vs. OF_AP vs. OF_SA) e interação (grupo*condição) sobre o comportamento das variáveis: 1) de oscilação postural (amplitude anteroposterior, amplitude mediolateral, área e velocidade de oscilação do CoP); 2) de ativação muscular (RMS) no lado dominante e não dominante; 3) cocontração muscular nos lados dominante e não dominante. Utilizou-se o ANOVA one-way para avaliar os efeitos de interação, separadamente entre os grupos PC e típico.

O teste ANOVA foi utilizado para verificar se há diferença na ativação muscular (RMS) e na cocontração entre os hemicorpos dominante e não dominante, do grupo PC e típico. O resultado é explicitado pela subtração entre o RMS do hemicorpo não dominante pelo RMS do hemicorpo dominante. Desse modo, o resultado com sinal negativo demonstra que o hemicorpo não dominante apresentou valor superior ao do hemicorpo dominante.

Os tamanhos de efeitos foram relatados pelo *partialetasquared*, valores de $\eta^2 > 0,01$ foram classificados como baixo, $\eta^2 > 0,06$ como médio e $\eta^2 > 0,14$ como alto (RICHARDSON *et al.*,2011). O nível de significância foi considerado em $p < 0,05$. Foi utilizado o software SPSS versão 20.0 para realizar as análises.

5. RESULTADOS

5.1 Oscilação postural

A oscilação postural avaliada pelas variáveis amplitude AP e ML, área e velocidade do CoP apresentou diferenças significativas entre os grupos ($F 8,166$, $p < 0,001$, $\eta^2 0,364$), entre as condições ($F 32,899$, $p < 0,001$, $\eta^2 0,890$) e houve interação entre grupo*condições ($F 2,579$, $p = 0,010$, $\eta^2 0,387$).

A média das variáveis de oscilação do CoP de acordo com cada condição e grupo foram demonstradas graficamente e estão presentes na Figura 8 e 9.

5.1.a Efeito de grupo

A Tabela 2 ilustra que o grupo PC apresentou maior oscilação postural do que o grupo típico, com tamanho de efeito alto, em todas as variáveis analisadas.

5.1.b Efeito de condições

A condição 4 (olhos fechados sem apoio) apresentou maiores valores, para todas as variáveis analisadas, quando comparada à condição 3 (olhos fechados com apoio) e a condição 1 (olhos abertos com apoio). A condição 4, quando comparada a condição 2 (olhos abertos e sem apoio das mãos), apresentou diferença apenas para as variáveis amplitude AP e velocidade.

A condição 2 (olhos abertos sem apoio) apresentou maiores valores para todas as variáveis analisadas, quando comparada à condição 1 (olho aberto com apoio) e a condição 3 (olhos fechados com apoio).

Tabela 2. Efeito de grupo e condições de tarefa sobre a oscilação postural.

Grupo						Condições						
Variáveis	PC (M±DP)	Típico (M±DP)	p	ηp^2	F	1 Olho aberto com apoio	2 Olho aberto sem apoio	3 Olho fechado com apoio	4 Olho fechado sem apoio	p	ηp^2	F
Amplitude AP(cm)	2,42 ± 0,13	1,86 ± 0,10	0,001*	0,17	11,83	1,11 ± 0,09 ^a	2,93 ± 0,11 ^d	1,22 ± 0,09 ^c	3,29 ± 0,14 ^{b:e}	<0,001 d: p=0,0013	0,75	177,54
Amplitude ML (cm)	3,25 ± 0,15	2,26 ± 0,11	<0,001*	0,32	27,88	2,27 ± 0,13 ^a	3,19 ± 0,12	2,33 ± 0,10 ^c	3,25 ± 0,14 ^{b:e}	<0,001	0,36	33,90
Área (cm²)	3,44 ± 0,29	1,59 ± 0,23	<0,001*	0,29	24,93	0,82 ± 0,12 ^a	3,80 ± 0,27	1,03 ± 0,13 ^c	4,41 ± 0,39 ^{b:e}	<0,001	0,59	87,74
Velocidade (cm/s)	1,49 ± 0,08	1,18 ± 0,06	0,003*	0,14	9,55	0,86 ± 0,05 ^a	1,62 ± 0,06 ^d	0,92 ± 0,05 ^c	1,93 ± 0,09 ^{b:e}	<0,001	0,74	167,76

a: Diferença significativa entre a condição 1 e a condição 2. b: Diferença significativa entre a condição 1 e condição 4. c: Diferença significativa entre a condição 2 e a condição 3. d: Diferença significativa entre a condição 2 e a condição 4. e: Diferença significativa entre a condição 3 e a condição 4.

5.1.c Efeito de interação grupo* condições

Para o grupo PC e típico, durante a condição 4 (olhos fechados sem apoio), as crianças demonstraram maior oscilação postural, para todas as variáveis analisadas, em comparação com a condição 1 (olho aberto com apoio) e condição 3 (olho fechado com apoio). A condição 4 (olhos fechados sem apoio), por sua vez, demonstrou maior velocidade em comparação com a condição 2 (olho aberto sem apoio) (Tabela 3).

Ambos os grupos demonstraram menor oscilação postural, na condição 3 (olhos fechados com apoio) em comparação com a condição 2 (olhos abertos sem apoio), e também menor oscilação postural na condição 1 (olho aberto com apoio), em comparação com a condição 2 (olho aberto sem apoio), para todas as variáveis analisadas (Tabela 3).

Tabela 3. Efeito de interação grupo*condição para as variáveis de oscilação postural.

Interação				PC				Típico			
Variáveis	p	η^2	F	1 Olho aberto com apoio	2 Olho aberto sem apoio	3 Olho fechado com apoio	4 Olho fechado sem apoio	1 Olho aberto com apoio	2 Olho aberto sem apoio	3 Olho fechado com apoio	4 Olho fechado sem apoio
Amplitude AP(cm)	0,035	0,05	3,39	1,22 ±0,13 ^a	3,31 ±0,20	1,40±0,16 ^c	3,73±0,30 ^{b;d}	1,00±0,11 ^a	2,55±0,12	1,04±0,10 ^c	2,85 ±0,13 ^{b;d}
Amplitude ML (cm)	0,003	0,08	5,02	2,63±0,30 ^a	3,92 ±0,26	2,61 ±0,16 ^c	3,86±0,29 ^{b;d}	1,90±0,09 ^a	2,47±0,11	2,04±0,11 ^c	2,64 ±0,13 ^{b;d}
Área (cm ²)	<0,001	0,18	12,88	1,12±0,26 ^a	5,26 ±0,61	1,39±0,27 ^c	6,03±0,93 ^{b;d}	0,55±0,10 ^a	2,35 ±0,21	0,68 ±0,11 ^c	2,80 ±0,25 ^{b;d}
Velocidade (cm/s)	0,029	0,06	4,07	0,94±0,08 ^a	1,83±0,11 ^e	1,00±0,81 ^c	2,17±0,17 ^{b;d}	0,78 ±0,05 ^a	1,40±0,06	0,84 ±0,06 ^c	1,70 ±0,08 ^{b;d;e}

a:Diferença significativa entre a condição 1 e a condição 2. b:Diferença significativa entre a condição 1 e a condição 4. c: Diferença significativa entre a condição 2 e a condição 3. d:Diferença significativa entre a condição 3 e a condição 4. e: Diferença entre a condição 2 e a condição 4. Para todas as comparações: $p < 0,001$.

As figuras 8 e 9 ilustram os resultados da oscilação postural nos grupos PC e típico, nas diferentes condições sensoriais.

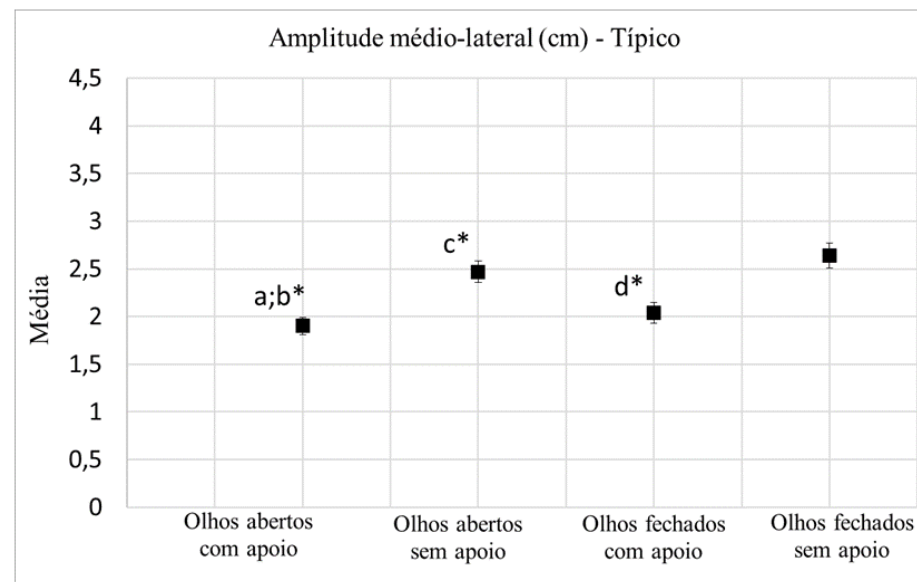
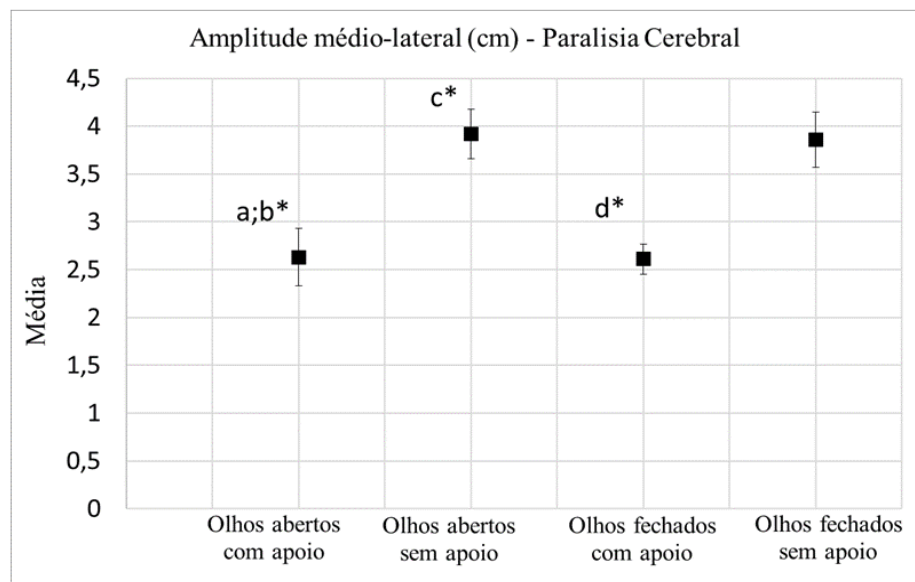
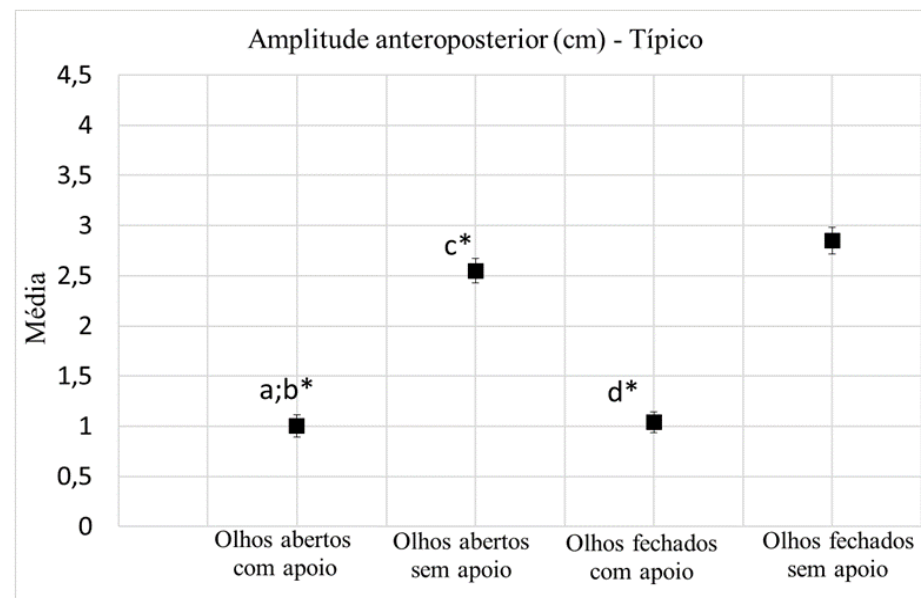
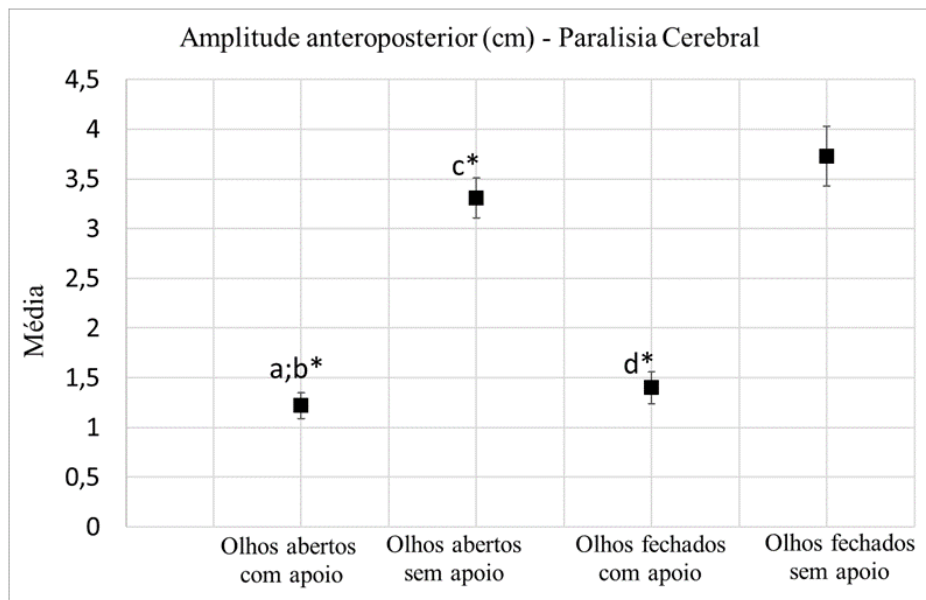


Figura 8. Média e desvio padrão das oscilações posturais para os grupos paralisia cerebral e típico.

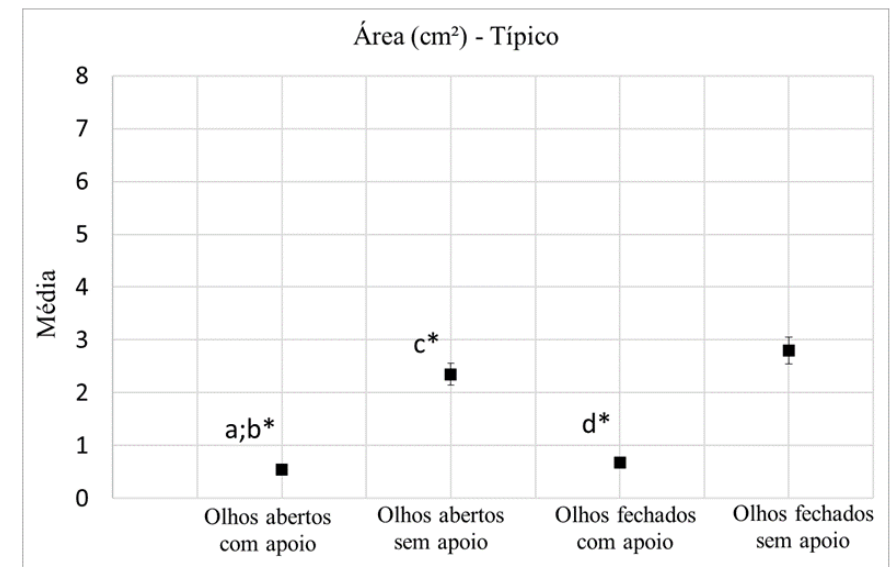
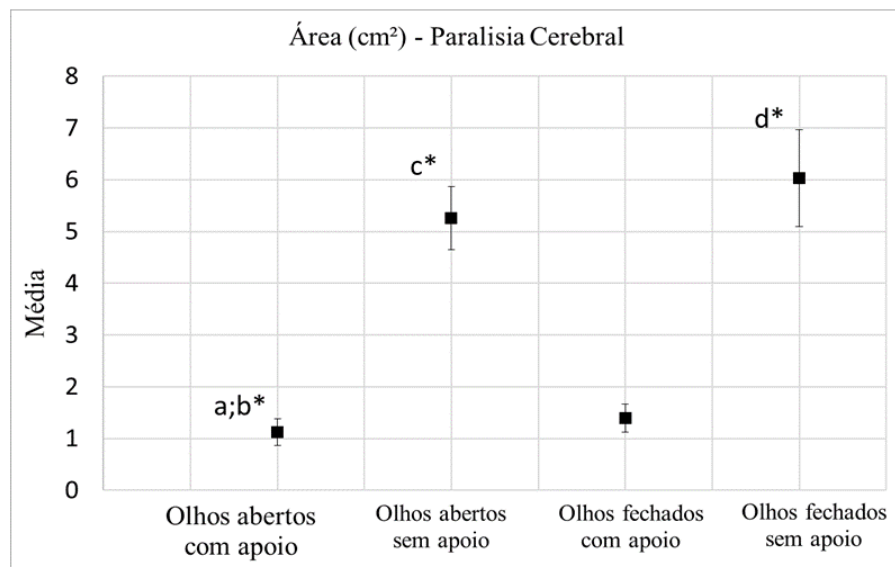
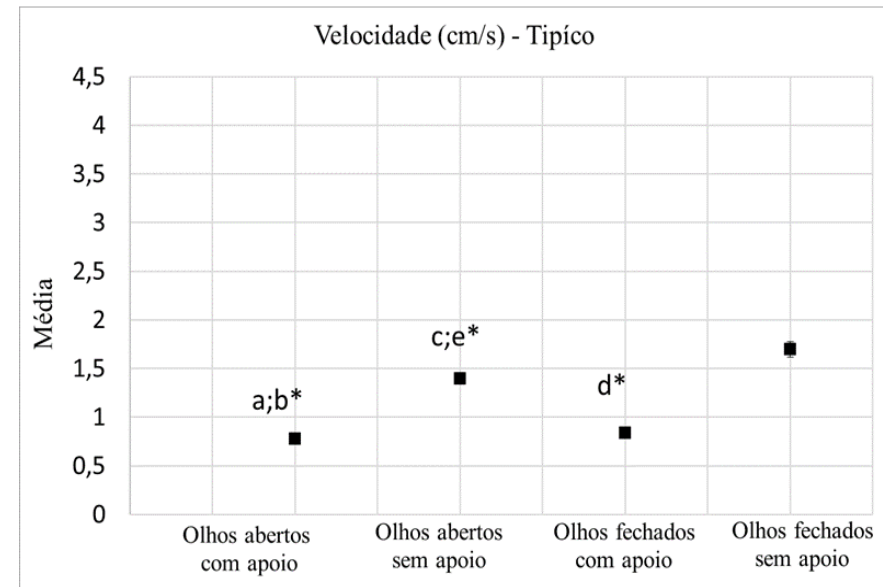
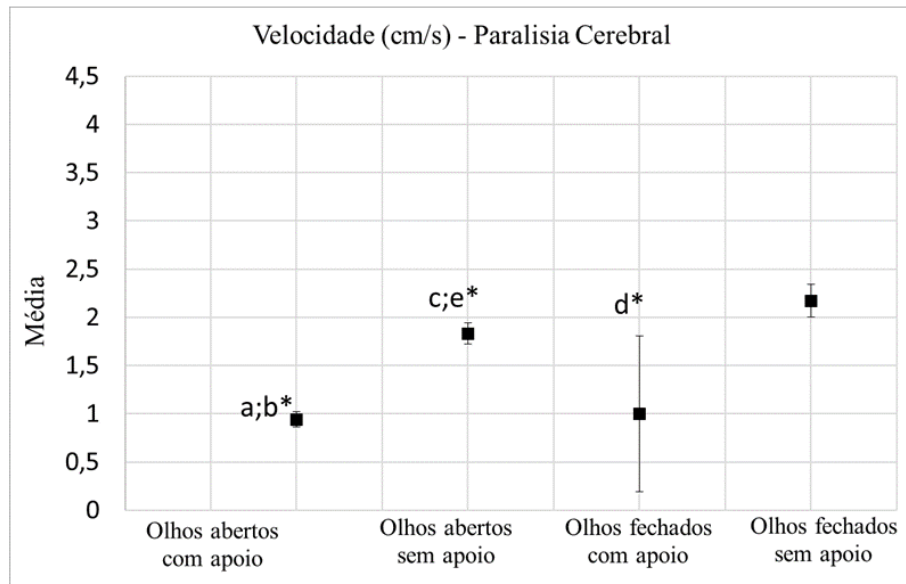


Figura 9. Média e desvio padrão das oscilações posturais para os grupos paralisia cerebral e típico.

5.2 Ativação muscular

5.2.1 RMS

A ativação muscular avaliada pelo RMS, apresentou diferenças significativas entre os grupos ($p < 0,01$ F 6,55; Np^2 0,616), entre as condições ($p < 0,001$ F 4,955 Np^2 0,862) e houve interação entre grupo*condições ($p < 0,001$; F 5,944; Np^2 0,882). A estatística descritiva dos valores de RMS para o grupo PC e típico, em cada condição de tarefa, estão demonstrados na Tabela 7 (Apêndice).

A média das variáveis de RMS foram demonstradas graficamente e estão presentes nas Figuras 10,11,12,13,14 e 15.

5.2.1.a Efeito de grupo

Os resultados demonstram que a ativação muscular do grupo PC foi significativamente maior do que o grupo típico nos músculos reto abdominal (não dominante), eretor da espinha (dominante), reto femoral (dominante), semitendinoso (dominante) e tibial anterior (dominante e não dominante) e gastrocnêmio lateral (não dominante) (Tabela 4).

5.2.1.b Efeito de condições

As condições de tarefas exerceram influência na ativação muscular (RMS). Observou-se que, na disponibilidade da visão, o apoio das mãos proporcionou maior ativação muscular distal, em tibial anterior dominante ($p = 0,009$) e não dominante ($p = 0,001$) e gastrocnêmio dominante ($p = 0,001$) em comparação à condição com visão e sem apoio, e também maior ativação em semitendinoso não dominante ($p = 0,031$), tibial anterior dominante ($p = 0,029$) e não dominante ($p = 0,025$) e gastrocnêmio não dominante ($p < 0,001$), em comparação com a condição olhos fechados sem apoio.

Tabela 4. Efeito principais de grupos e condições de tarefa, para ativação muscular (RMS).

Variáveis (RMS) ν	Grupo						Condições						
	PC (M \pm DP)	Típico (M \pm DP)	Diferença (PC-Típico)	p	η^2	F	Olho aberto com apoio	Olho aberto sem apoio	Olho fechado com apoio	Olho fechado sem apoio	p	η^2	F
Reto abdominal dominante	$9,9 \times 10^{-6} \pm 3,4 \times 10^{-6}$	$1,1 \times 10^{-5} \pm 2,6 \times 10^{-6}$	$-9,1 \times 10^{-7}$	0,832	0,001	0,04	$1,0 \times 10^{-5} \pm 2,1 \times 10^{-6}$	$9,1 \times 10^{-6} \pm 1,8 \times 10^{-6}$	$9,7 \times 10^{-6} \pm 2,1 \times 10^{-6}$	$1,2 \times 10^{-5} \pm 2,8 \times 10^{-6}$	$p > 0,05$	0,063	4,017
Reto abdominal não dominante	$1,2 \times 10^{-5} \pm 1,5 \times 10^{-6}$	$4,7 \times 10^{-6} \pm 1,2 \times 10^{-6}$	$7,0 \times 10^{-6}$	0,001 *	0,180	13,15	$8,9 \times 10^{-6} \pm 1,1 \times 10^{-6}$	$8,6 \times 10^{-6} \pm 1,1 \times 10^{-6}$	$8,8 \times 10^{-6} \pm 1,1 \times 10^{-6}$	$6,6 \times 10^{-6} \pm 9,5 \times 10^{-7}$	$p > 0,05$	0,045	2,820
Eretor da espinha dominante	$8,1 \times 10^{-6} \pm 1,1 \cdot 10^{-6}$	$5,6 \times 10^{-6} \pm 7,8 \times 10^{-7}$	$2,6 \times 10^{-6}$	0,050*	0,063	4,02	$6,5 \times 10^{-6} \pm 6,5 \times 10^{-7}$	$6,9 \times 10^{-6} \pm 6,6 \times 10^{-7}$	$6,7 \times 10^{-6} \pm 8,9 \times 10^{-7}$	$7,3 \times 10^{-6} \pm 6,8 \times 10^{-7}$	$p > 0,05$	<0,001	<0,001
Eretor da espinha não dominante	$7,3 \times 10^{-6} \pm 6,4 \times 10^{-4}$	$6,3 \times 10^{-4} \pm 4,9 \times 10^{-4}$	$-6,2 \times 10^{-4}$	0,448	0,010	0,58	$3,1 \times 10^{-4} \pm 4,0 \times 10^{-4}$	$3,1 \times 10^{-4} \pm 4,0 \times 10^{-4}$	$3,1 \times 10^{-4} \pm 4,0 \times 10^{-4}$	$3,3 \times 10^{-4} \pm 4,2 \times 10^{-4}$	$p > 0,05$	0,008	0,508
Reto femoral dominante	$1,1 \times 10^{-5} \pm 9,7 \times 10^{-7}$	$3,9 \times 10^{-6} \pm 7,4 \times 10^{-7}$	$7,0 \times 10^{-6}$	<0,001*	0,355	32,96	$7,43 \times 10^{-6} \pm 6,2 \times 10^{-7}$	$7,2 \times 10^{-6} \pm 7,2 \times 10^{-7}$	$7,2 \times 10^{-6} \pm 5,9 \times 10^{-7}$	$7,8 \times 10^{-6} \pm 6,4 \times 10^{-7}$	$p > 0,05$	<0,001	<0,001
Reto femoral não dominante	$8,4 \times 10^{-6} \pm 1,5 \times 10^{-6}$	$9,8 \times 10^{-6} \pm 1,2 \times 10^{-6}$	$-1,4 \times 10^{-6}$	0,463	0,009	0,55	$8,8 \times 10^{-6} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	$9,6 \times 10^{-6} \pm 1,1 \times 10^{-6}$	$9,2 \times 10^{-6} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	$8,6 \times 10^{-6} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	$p > 0,05$	<0,001	<0,001
Semitendinoso dominante	$1,4 \times 10^{-5} \pm 9,0 \times 10^{-7}$	$9,2 \times 10^{-6} \pm 6,9 \times 10^{-7}$	$5,0 \times 10^{-6}$	<0,001*	0,246	19,53	$1,2 \times 10^{-5} \pm 6,6 \times 10^{-7}$	$1,2 \times 10^{-5} \pm 7,5 \times 10^{-7}$	$1,2 \times 10^{-5} \pm 6,6 \times 10^{-7}$	$1,1 \times 10^{-5} \pm 6,3 \times 10^{-7}$	$p > 0,05$	<0,001	<0,001

Semitendinoso não dominante	$1,4 \times 10^{-5} \pm 1,2 \times 10^{-6}$	$1,1 \times 10^{-5} \pm 9,2 \times 10^{-7}$	$3,3 \times 10^{-6}$	0,032*	0,074	4,821	$1,4 \times 10^{-5} \pm 1,1 \times 10^{-6}$	$1,2 \times 10^{-5} \pm 8,7 \times 10^{-7}$	$1,3 \times 10^{-5} \pm 7,3 \times 10^{-7}$	$1,1 \times 10^{-5} \pm 7,8 \times 10^{-7}$	0,031 ^(b)	0,055	3,518
Tibial anterior dominante	$1,2 \times 10^{-5} \pm 1,1 \times 10^{-6}$	$7,0 \times 10^{-6} \pm 8,8 \times 10^{-7}$	$4,6 \times 10^{-6}$	0,002*	0,145	10,168	$1,1 \times 10^{-5} \pm 9,1 \times 10^{-7}$	$8,3 \times 10^{-6} \pm 7,5 \times 10^{-7}$	$9,8 \times 10^{-6} \pm 8,2 \times 10^{-7}$	$8,6 \times 10^{-6} \pm 7,1 \times 10^{-7}$	0,009 ^(a) 0,029 ^(b)	0,070	4,515
Tibial anterior não dominante	$1,2 \times 10^{-5} \pm 1,2 \times 10^{-6}$	$6,3 \times 10^{-6} \pm 8,9 \times 10^{-7}$	$5,4 \times 10^{-6}$	0,001*	0,183	13,448	$9,4 \times 10^{-6} \pm 7,1 \times 10^{-7}$	$7,7 \times 10^{-6} \pm 7,4 \times 10^{-7}$	$1,0 \times 10^{-5} \pm 8,6 \times 10^{-7}$	$8,4 \times 10^{-6} \pm 8,4 \times 10^{-7}$	0,001 ^(a) 0,025 ^(b)	0,129	8,894
Gastrocnêmio lateral dominante	$4,0 \times 10^{-6} \pm 8,9 \times 10^{-7}$	$4,7 \times 10^{-6} \pm 6,8 \times 10^{-7}$	$-6,9 \times 10^{-7}$	0,539	0,006	0,381	$4,7 \times 10^{-6} \pm 7,2 \times 10^{-7}$	$3,7 \times 10^{-6} \pm 5,1 \times 10^{-7}$	$4,5 \times 10^{-6} \pm 3,4 \times 10^{-7}$	$4,5 \times 10^{-6} \pm 8,3 \times 10^{-7}$	0,001 ^(a) 0,035 ^(c)	<0,001	<0,001
Gastrocnêmio lateral não dominante	$4,3 \times 10^{-6} \pm 3,1 \times 10^{-7}$	$3,5 \times 10^{-6} \pm 2,3 \times 10^{-7}$	$7,7 \times 10^{-7}$	0,049*	0,063	4,038	$4,1 \times 10^{-6} \pm 2,0 \times 10^{-7}$	$3,8 \times 10^{-6} \pm 2,3 \times 10^{-7}$	$4,2 \times 10^{-6} \pm 2,3 \times 10^{-7}$	$3,5 \times 10^{-6} \pm 2,2 \times 10^{-7}$	<0,001 ^(b)	<0,001	<0,001

^a Diferença estatística entre as condições Olho aberto com apoio e olho aberto sem apoio; ^b Diferença estatística entre as condições olho aberto com apoio e olho fechado sem apoio, ^c Diferença estatística entre as condições olho aberto sem apoio e olho fechado com apoio

5.2.1.c Efeito de interação grupo*condição

Para o grupo PC, na condição OA_AP houve maior ativação do músculo reto abdominal não dominante do que na condição OF_SA ($p=0,048$), e também maior ativação de eretor da espinha do hemicorpo dominante na condição OF_SA comparada à OF_AP, (Tabela 5).

Para o grupo típico, não houve efeito de interação grupo*condição.

Tabela 5. Efeito de interação entre as condições de tarefa, para RMS.

Interação			PC				Típico			
Variáveis	Hemicorpo	Condição	RMS (M ±DP)	Valor p	η^2	F	RMS (M ±DP)	Valor p	η^2	F
Reto abdominal	Não dominante	Olho aberto com apoio	$1,3 \times 10^{-5} \pm 1,4 \times 10^{-5}$	0,048* ^a	0,174	4,63	$4,5 \times 10^{-6} \pm 0,0$	0,347	0,020	0,77
Reto abdominal	Não dominante	Olho fechado sem apoio	$7,9 \times 10^{-6} \pm 9,4 \times 10^{-6}$							
Eretor da espinha	Dominante	Olhos fechados com apoio	$7,0 \times 10^{-6} \pm 8,2 \times 10^{-7}$	0,033* ^b	0,104	2,55	$5,2 \times 10^{-6} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	0,787	0,025	0,99
Eretor da espinha	Dominante	Olhos fechados sem apoio	$9,4 \times 10^{-6} \pm 5,5 \times 10^{-6}$							

^aDiferença significativa entre as variáveis reto abdominal não dominante, nas condições olho aberto com apoio e olho fechado sem apoio. ^bDiferença significativa entre as variáveis eretor da espinha dominante, nas condições olhos fechados com apoio e sem apoio.

As Figuras 10,11,12,13,14 e 15 ilustram os resultados do RMS do hemicorpo dominante e não dominante dos grupos típico e PC nas diferentes condições de tarefa.

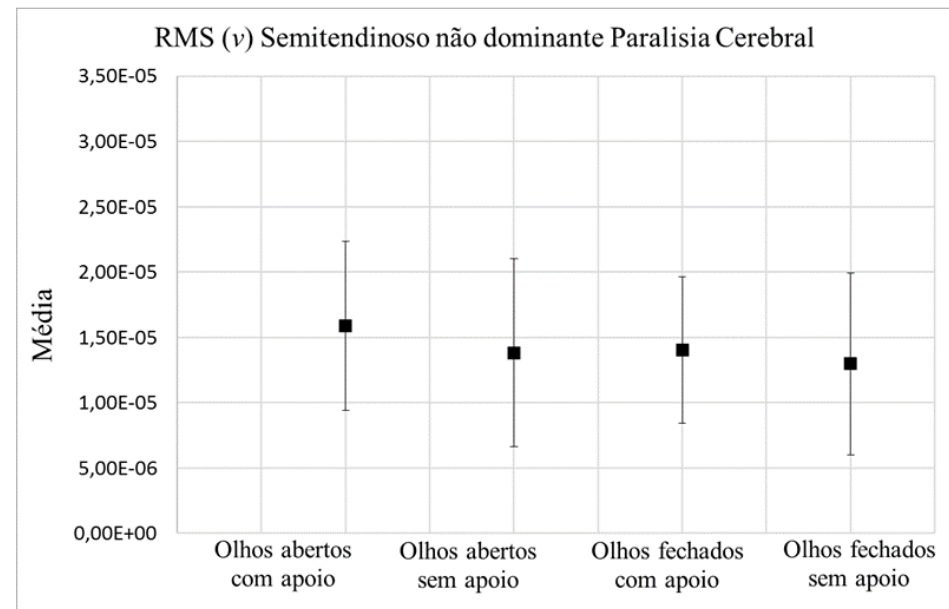
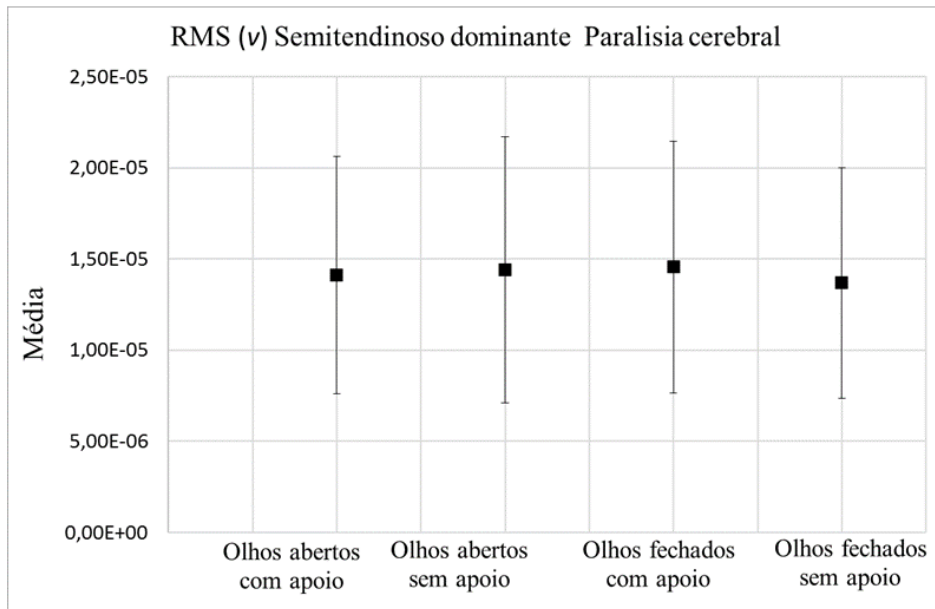
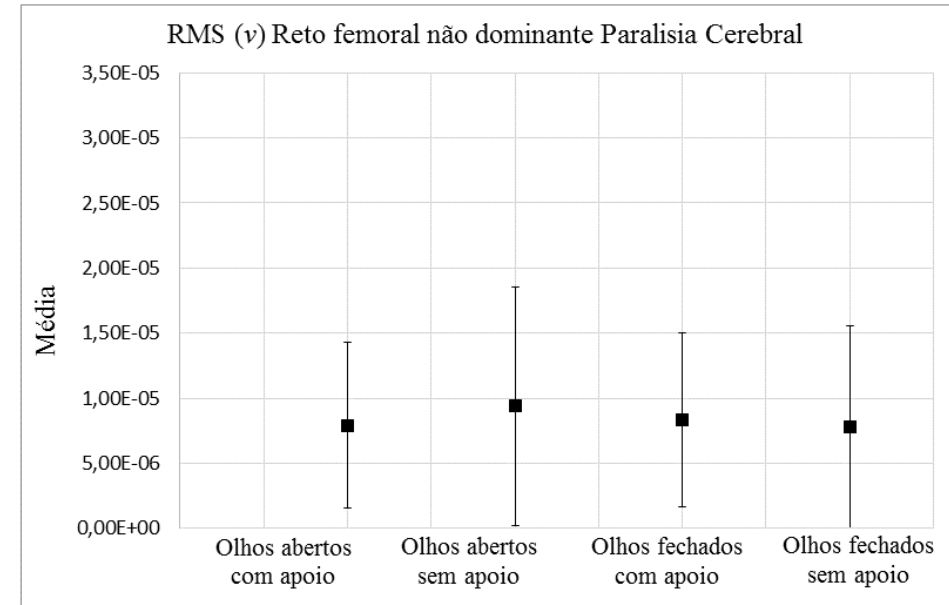
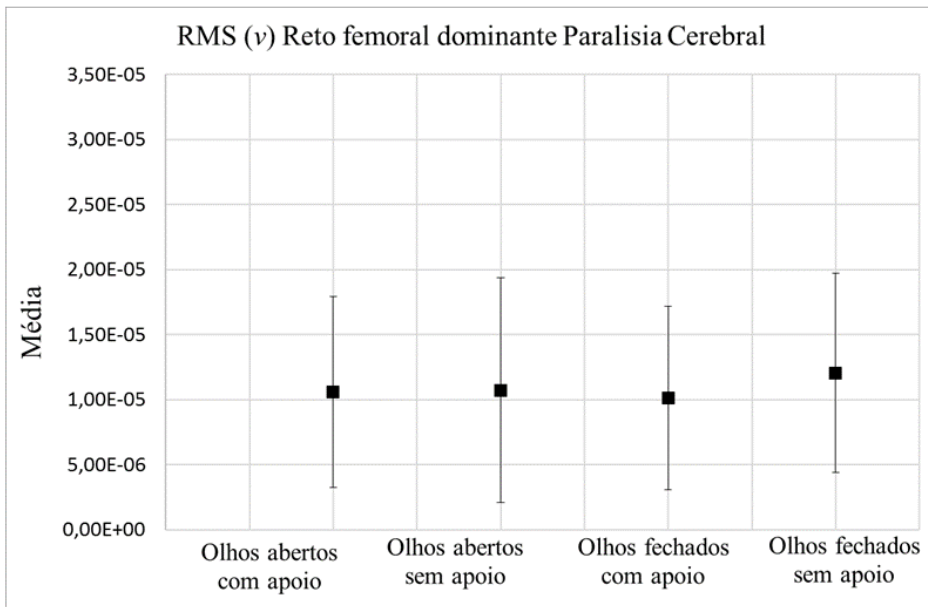


Figura 10. Média RMS do grupo Paralisia Cerebral

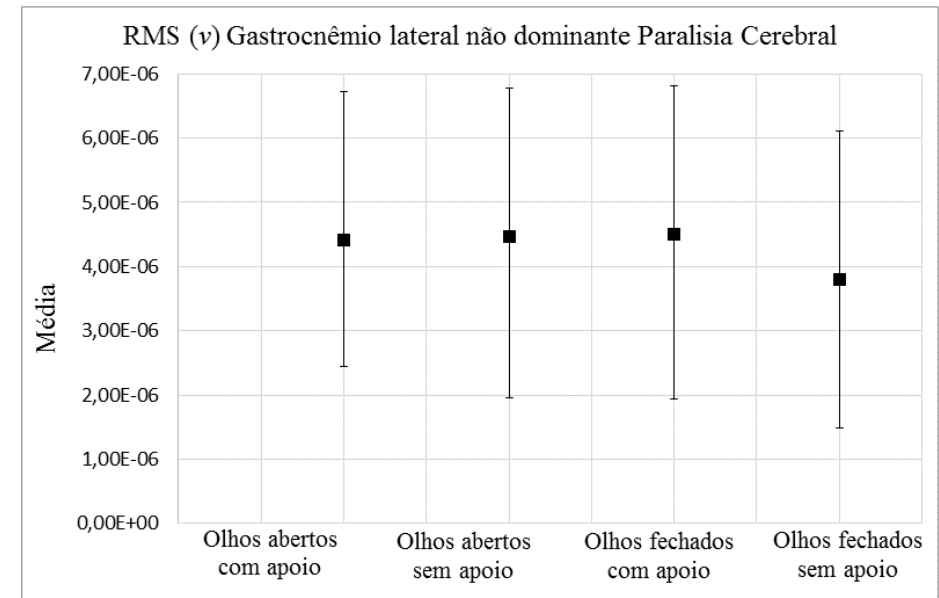
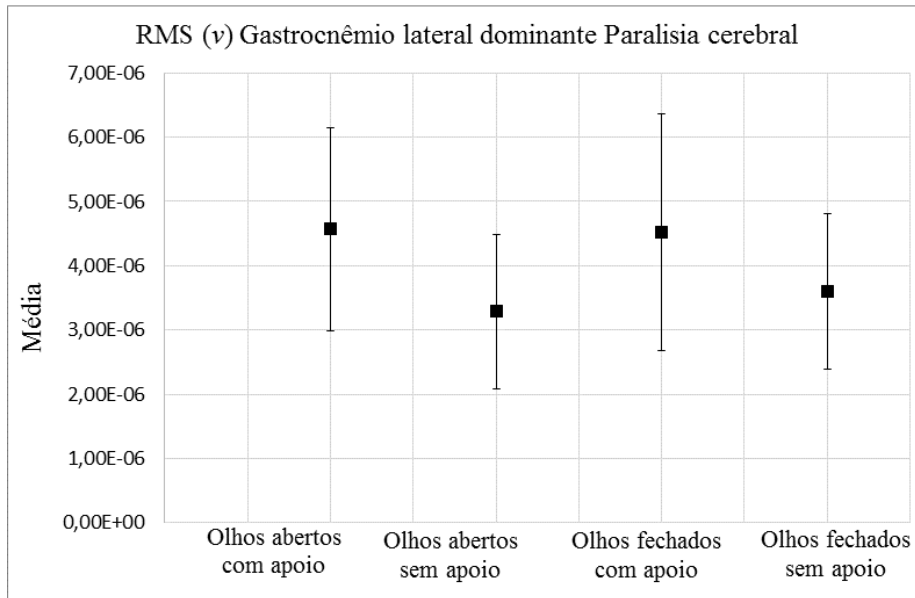
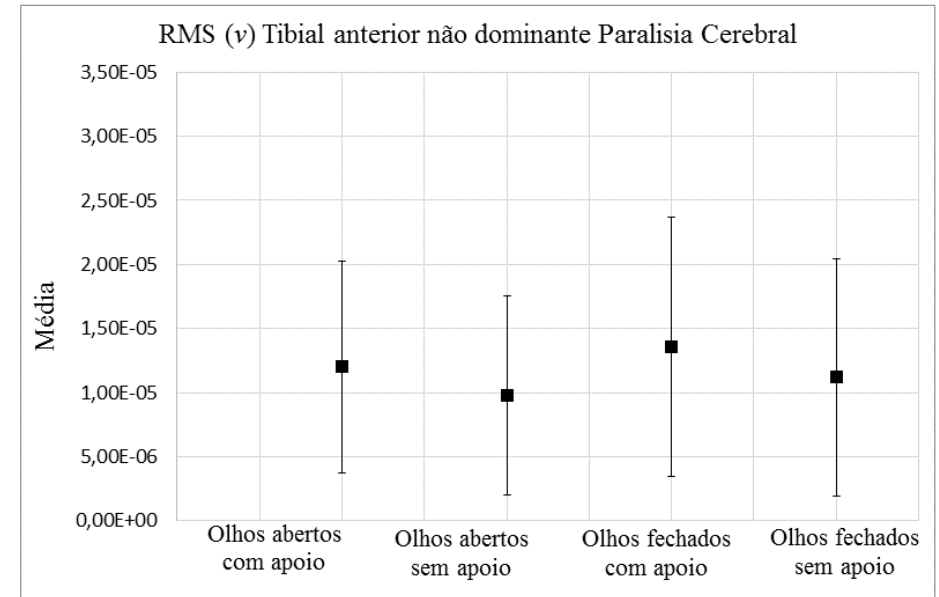
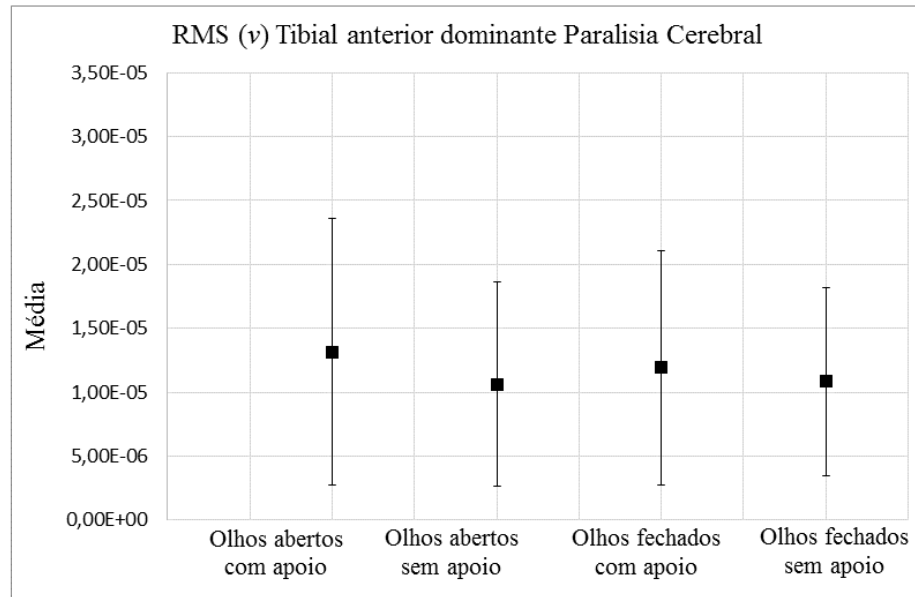


Figura 11. Média RMS do grupo Paralisia Cerebral

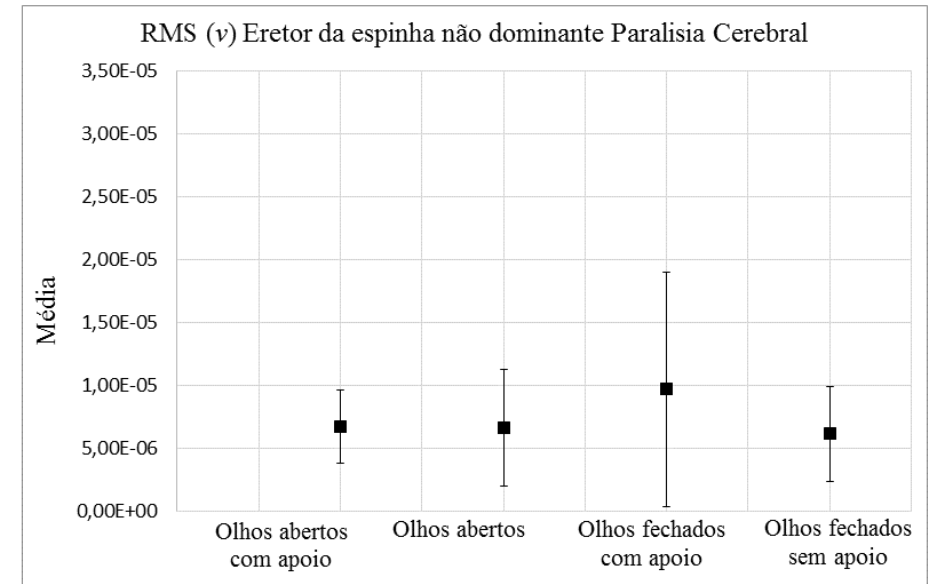
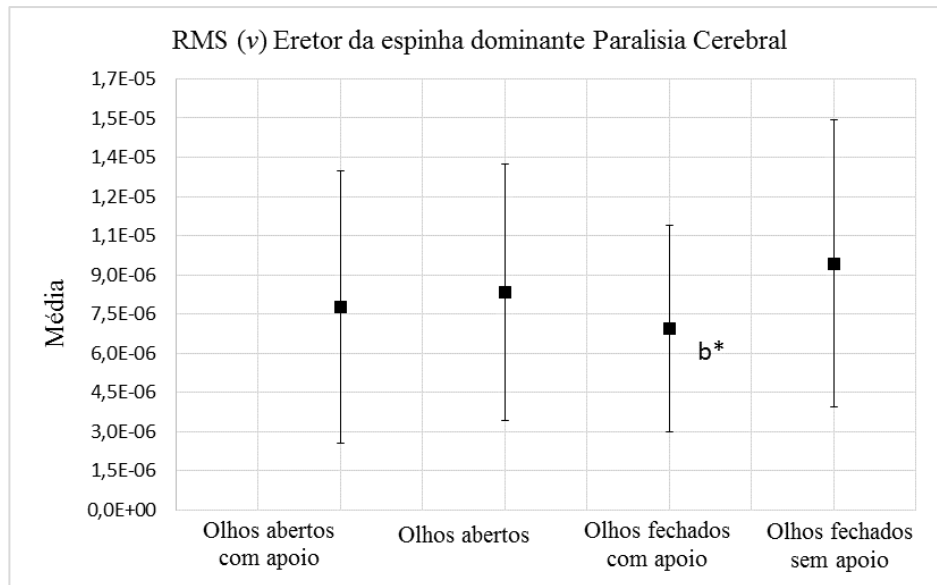
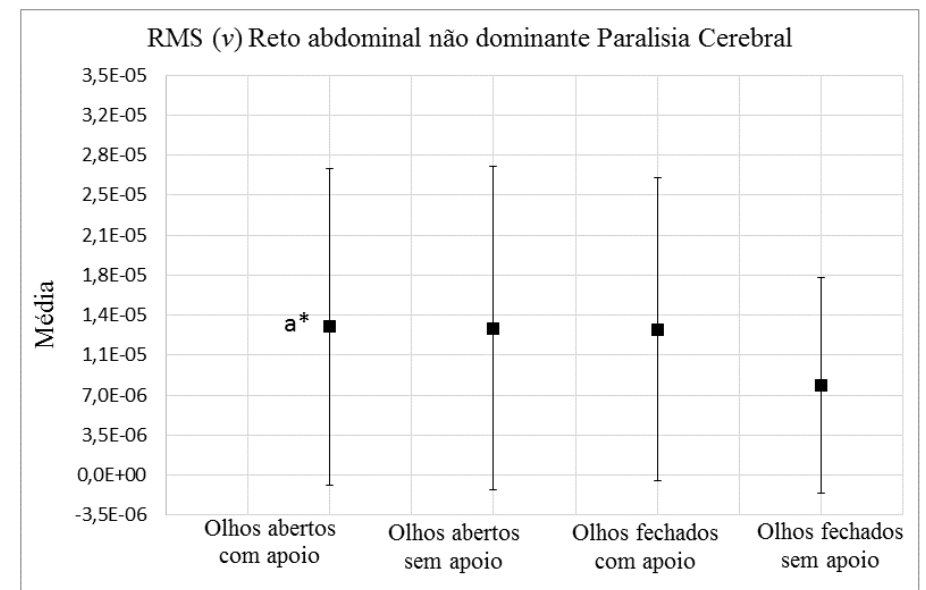
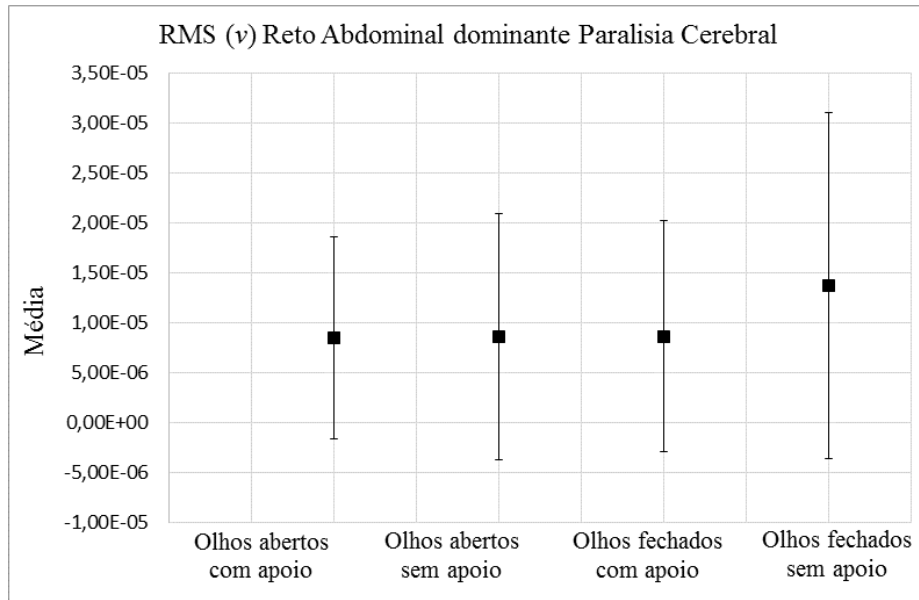


Figura 12. :Média do RMS para o grupo PC para os músculos reto abdominal e eretor da espinha

^a Diferença significativa entre as variáveis reto abdominal não dominante, nas condições olhos abertos com apoio e olho fechado sem apoio; ^b Diferença significativa entre as variáveis eretor da espinha dominante, nas condições olhos fechados com apoio e sem apoio

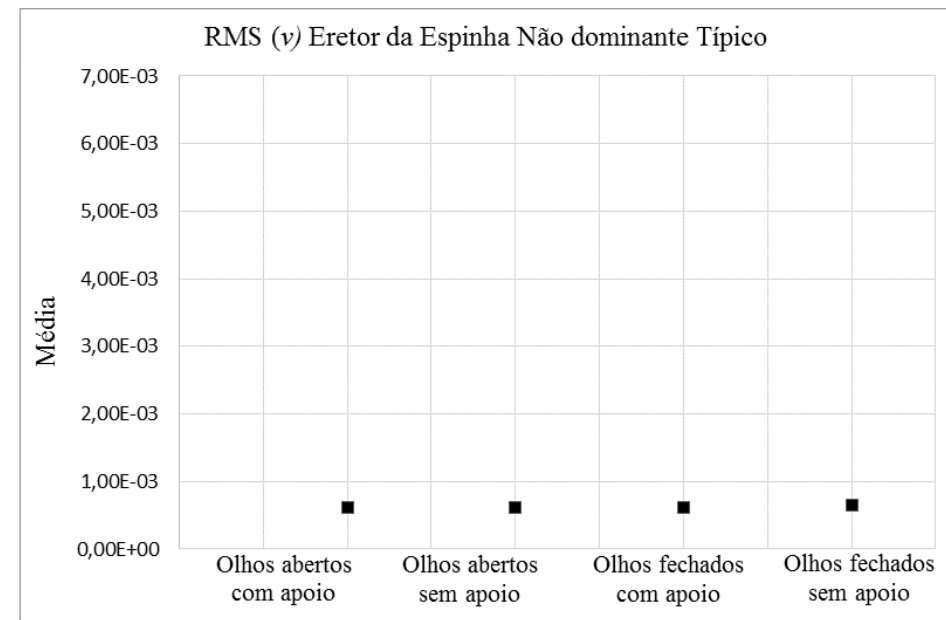
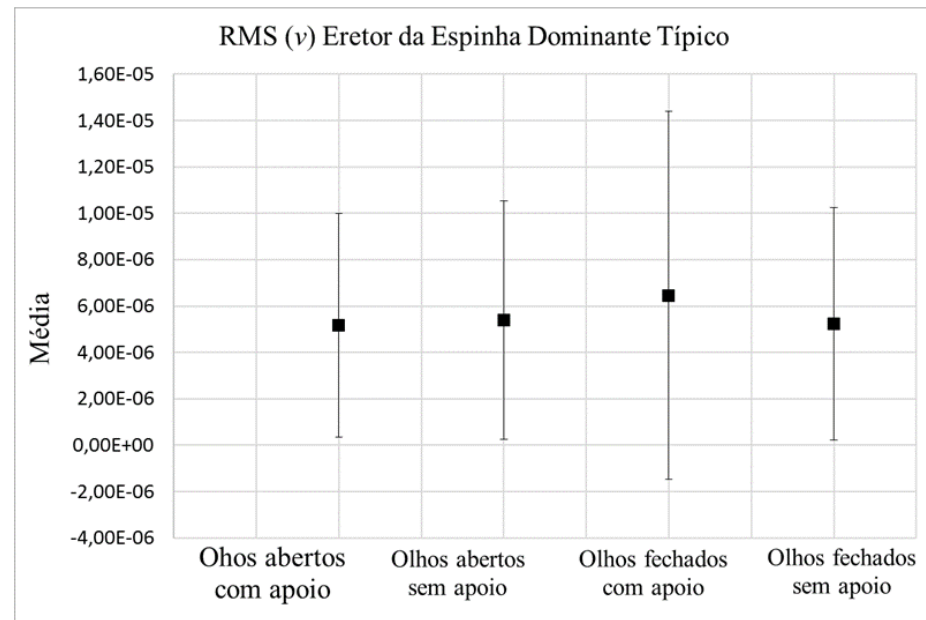
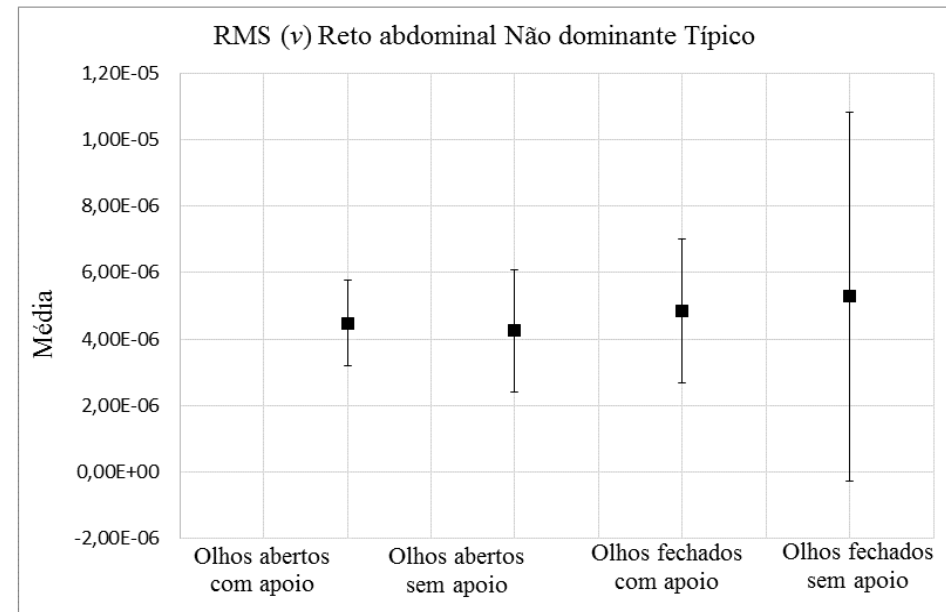
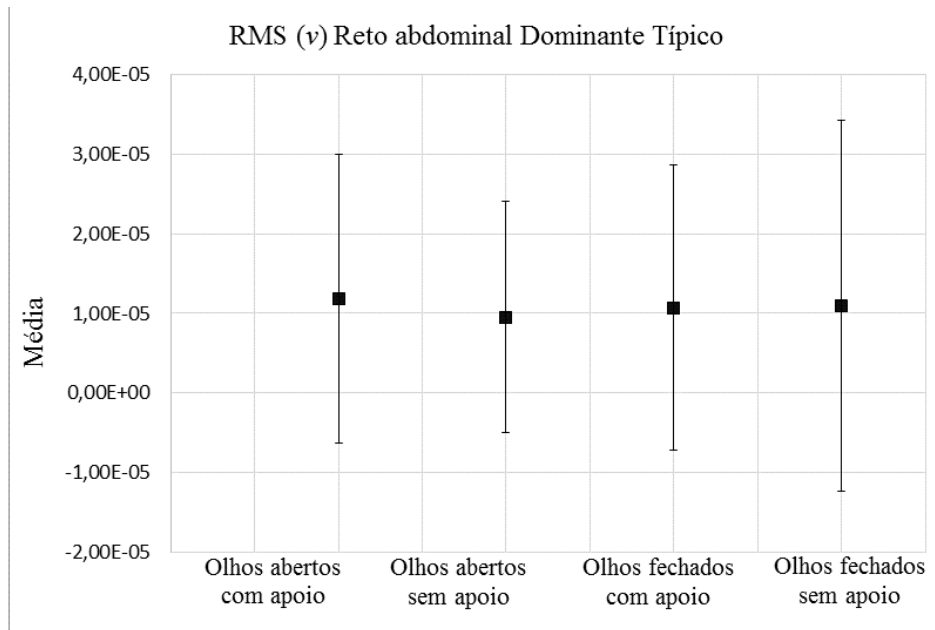


Figura 13. Média RMS do grupo Típico

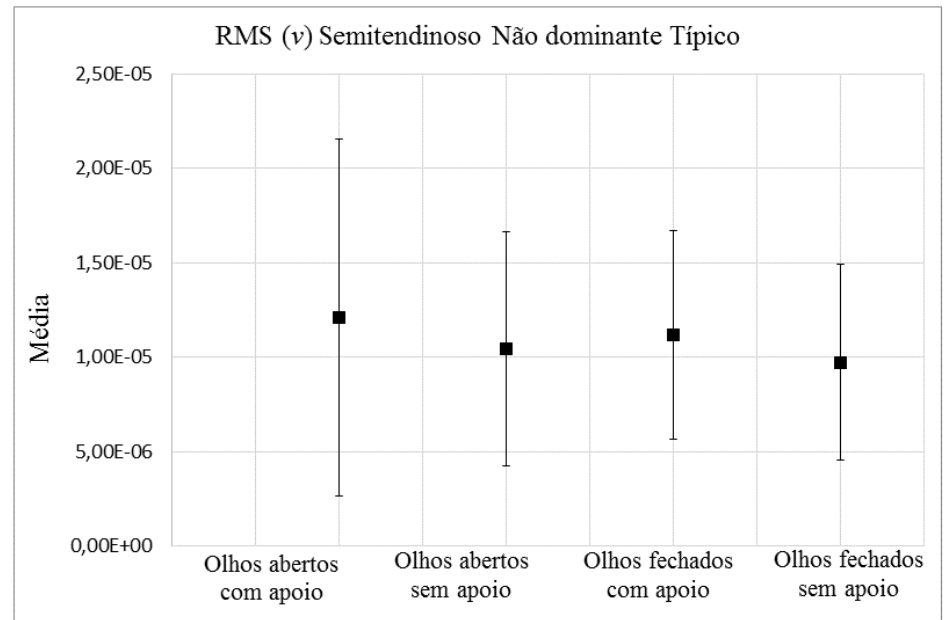
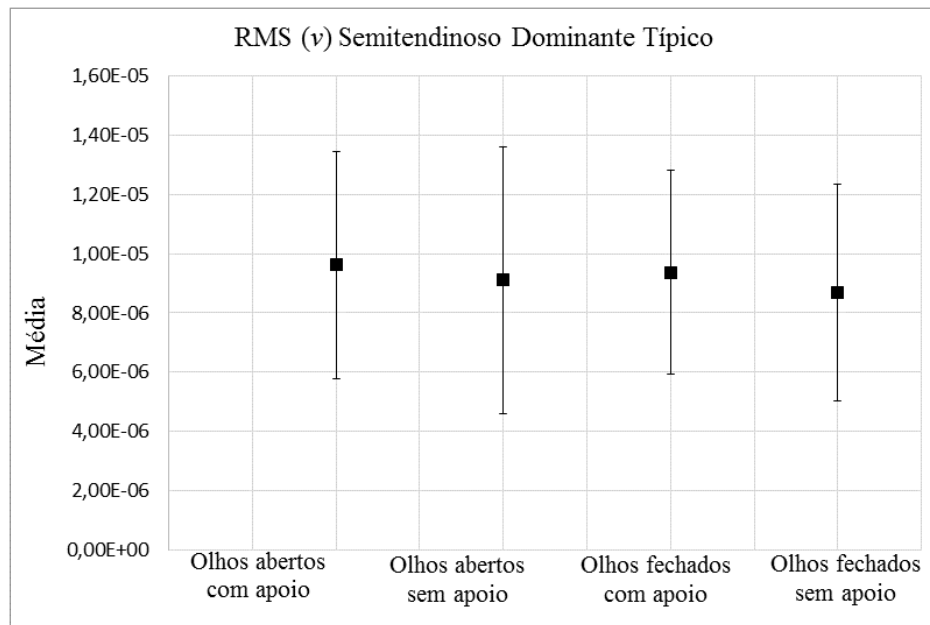
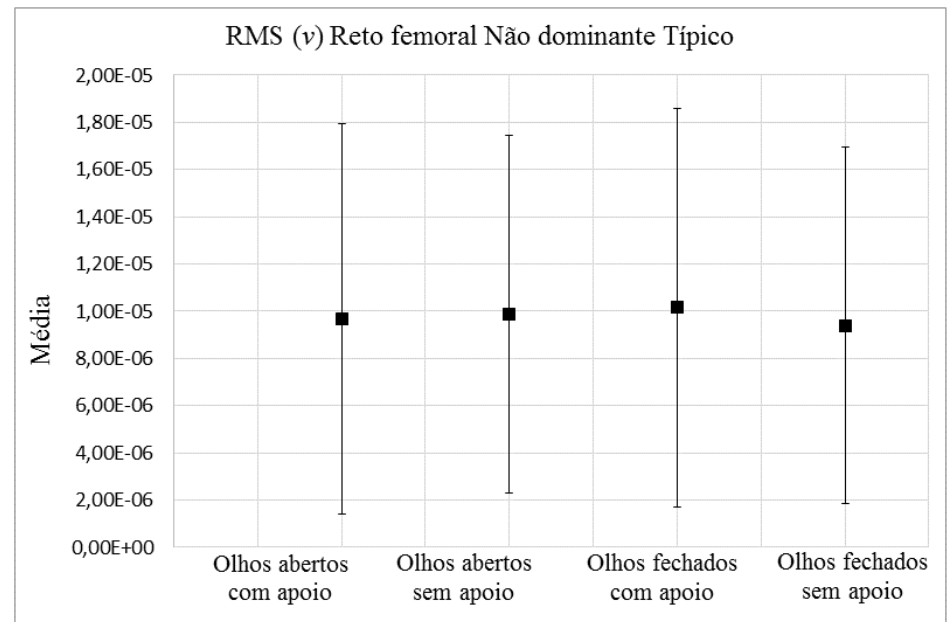
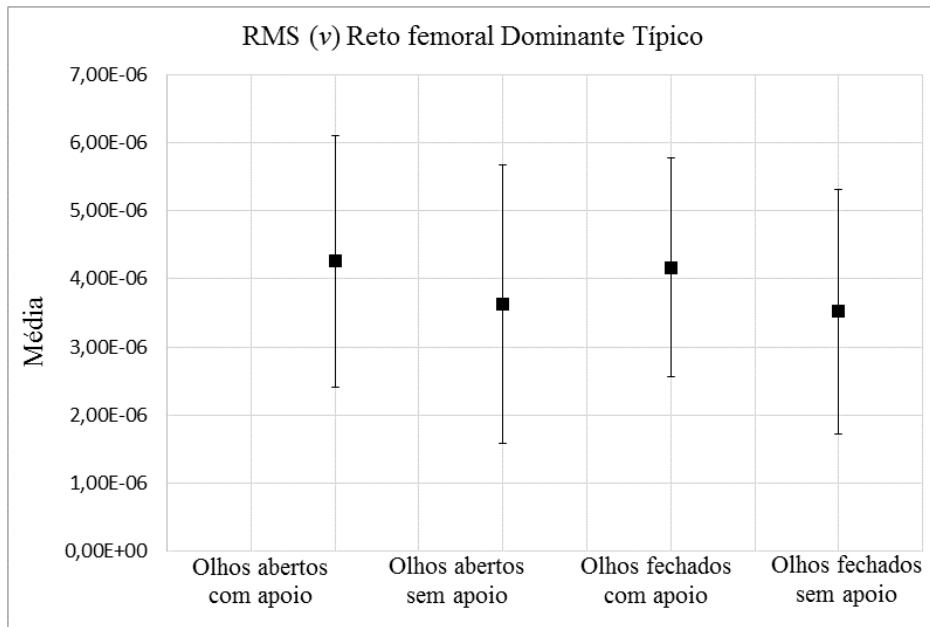


Figura 14. Média RMS do grupo Típico

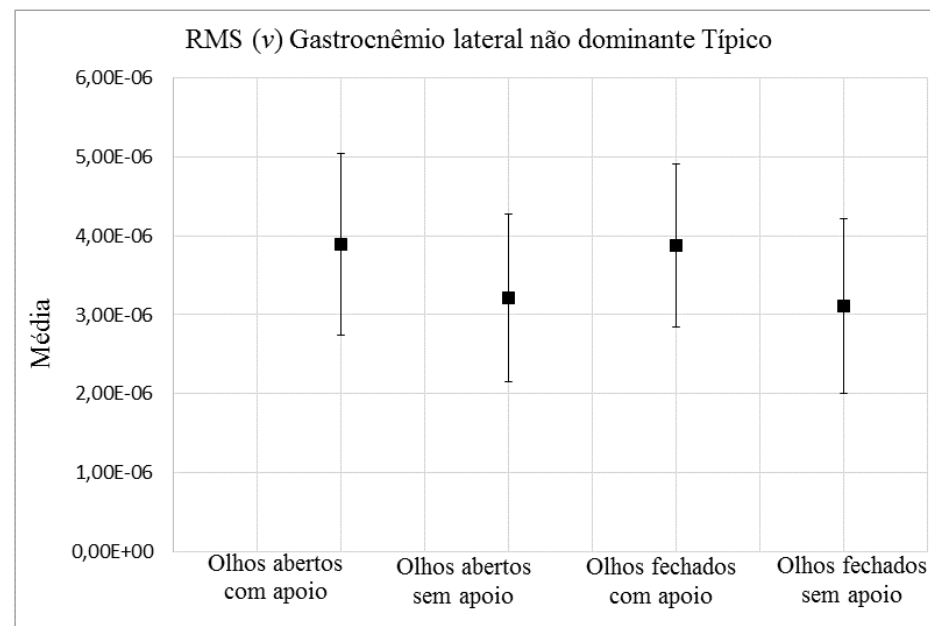
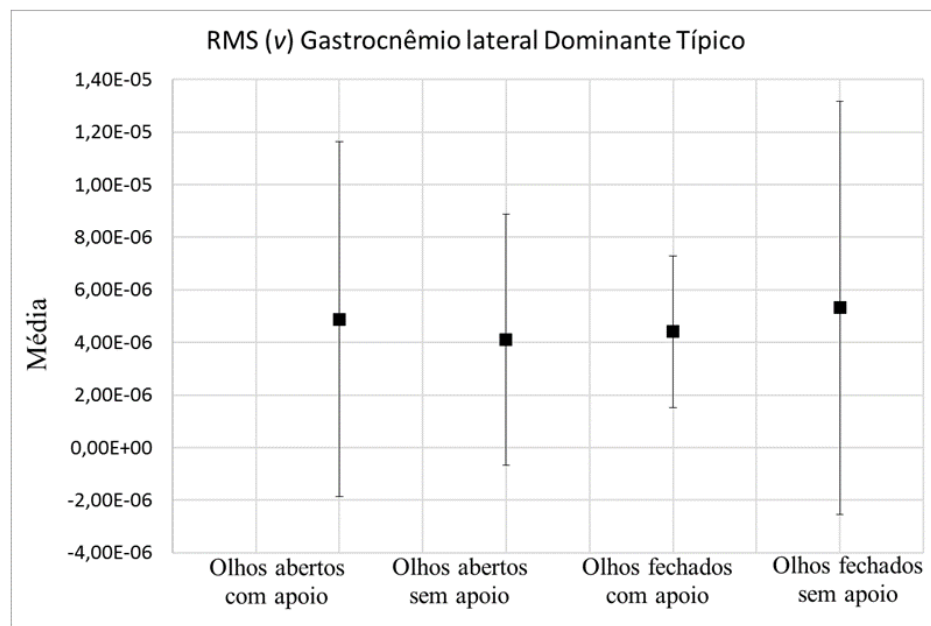
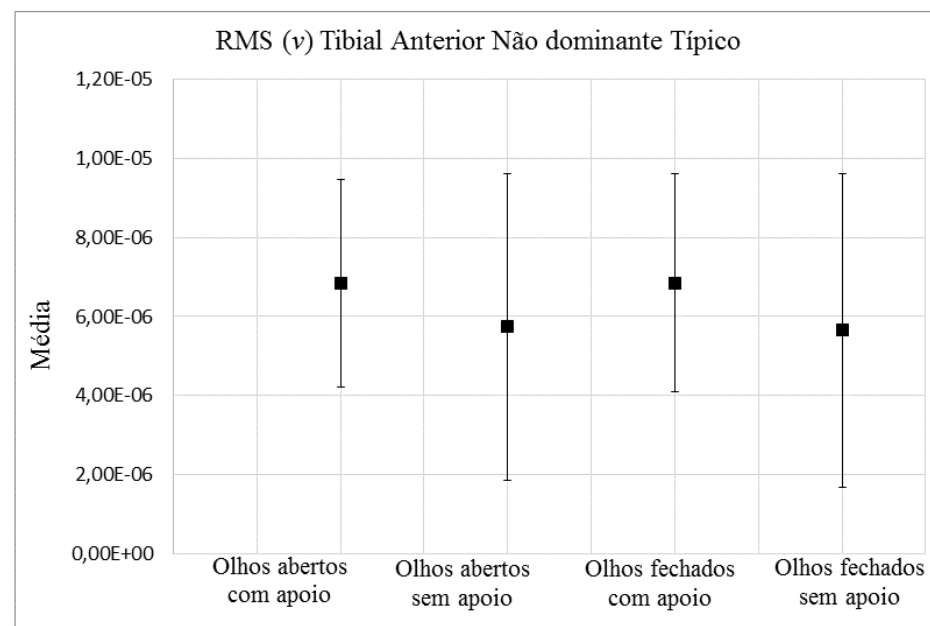
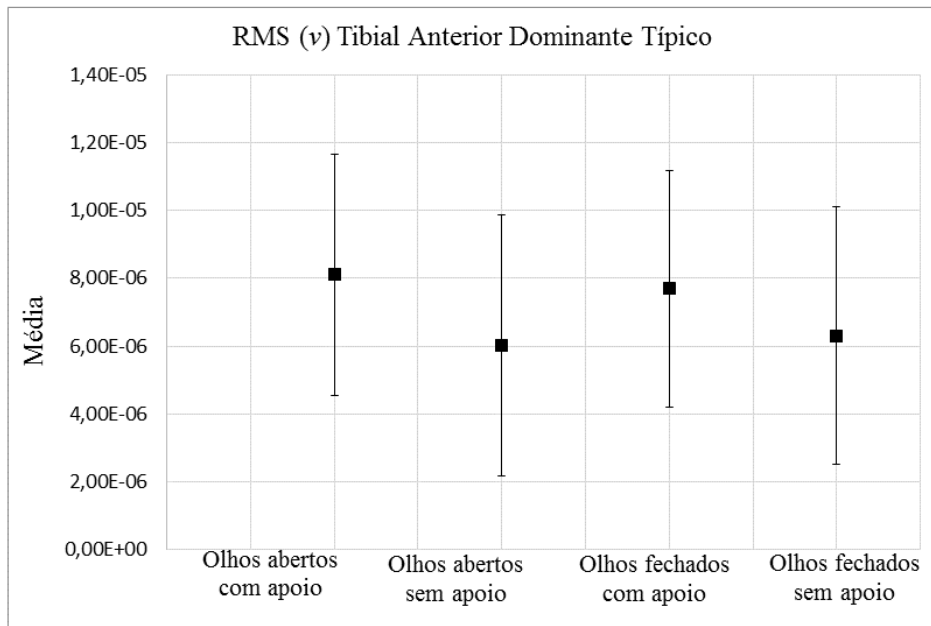


Figura 15. Média RMS do grupo Típico

5.2.1.d Comparação da ativação muscular entre os hemisférios do grupo PC e típico

A Tabela 6 apresenta o resultado da comparação da ativação muscular entre os hemisférios, do grupo PC e típico. O resultado é explicitado pela subtração entre o RMS do hemisfério não dominante pelo RMS do hemisfério dominante. Desse modo, o resultado com sinal negativo demonstra que o hemisfério não dominante apresentou valor superior ao do hemisfério dominante.

Ao comparar a ativação muscular (RMS) entre os hemisférios dominante e não dominante no grupo PC, nota-se que houve diferença apenas para o eretor da espinha no lado dominante, que apresentou maior valor de RMS na condição OF_SA, e gastrocnêmio, na condição OA_SA, como maior RMS no hemisfério não dominante. O grupo típico apresentou diferença na ativação muscular entre os hemisférios, com maior RMS para os músculos reto abdominal e reto femoral do lado dominante, em todas as condições, e também em tibial anterior do lado não dominante, na condição OA_AP.

Tabela 6. Comparação entre ativação muscular (RMS) entre o lado dominante e não dominante do grupo PC e típico.

Músculo	Condição	Paralisia cerebral		Típico	
		DiferençaRMS (Não dominante-dominante)	P	DiferençaRMS (Não dominante-dominante)	P
Reto abdominal	OAAP	$4,9 \times 10^{-6} \pm 4,0 \times 10^{-6}$	0,211	$-7,4 \times 10^{-6} \pm 3,0 \times 10^{-6}$	0,017*
	OASA	$4,2 \times 10^{-6} \pm 4,0 \times 10^{-6}$	0,329	$-5,3 \times 10^{-6} \pm 2,0 \times 10^{-6}$	0,027*
	OFAP	$4,1 \times 10^{-6} \pm 4,0 \times 10^{-6}$	0,307	$-5,9 \times 10^{-6} \pm 3,0 \times 10^{-6}$	0,051*
	OFSA	$-5,9 \times 10^{-6} \pm 4,0 \times 10^{-6}$	0,200	$-5,7 \times 10^{-6} \pm 4,0 \times 10^{-6}$	0,149*
Eretor da espinha	OAAP	$-1,0 \times 10^{-6} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	0,300	$6,1 \times 10^{-4} \pm 6,1 \times 10^{-4}$	0,323
	OASA	$-1,7 \times 10^{-6} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	0,047	$6,2 \times 10^{-4} \pm 6,2 \times 10^{-4}$	0,323
	OFAP	$2,7 \times 10^{-6} \pm 2,0 \times 10^{-6}$	0,095	$6,1 \times 10^{-4} \pm 6,1 \times 10^{-4}$	0,324
	OFSA	$-3,3 \times 10^{-6} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	0,006*	$6,5 \times 10^{-4} \pm 6,5 \times 10^{-4}$	0,323
Reto femoral	OAAP	$-2,7 \times 10^{-6} \pm 2,0 \times 10^{-6}$	0,258	$5,4 \times 10^{-6} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	<0,001*
	OASA	$-1,4 \times 10^{-6} \pm 3,0 \times 10^{-6}$	0,638	$6,3 \times 10^{-6} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	<0,001*
	OFAP	$-1,8 \times 10^{-6} \pm 2,0 \times 10^{-6}$	0,445	$6,0 \times 10^{-6} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	<0,001*
	OFSA	$-4,2 \times 10^{-6} \pm 2,0 \times 10^{-6}$	0,102	$5,9 \times 10^{-6} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	<0,001*
Semitendinoso	OAAP	$1,8 \times 10^{-6} \pm 2,0 \times 10^{-6}$	0,306	$2,5 \times 10^{-6} \pm 2,0 \times 10^{-6}$	0,128
	OASA	$-5,7 \times 10^{-7} \pm 2,0 \times 10^{-6}$	0,739	$1,3 \times 10^{-6} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	0,290
	OFAP	$-5,0 \times 10^{-7} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	0,737	$1,8 \times 10^{-6} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	0,086
	OFSA	$-7,1 \times 10^{-7} \pm 2,0 \times 10^{-6}$	0,672	$1,0 \times 10^{-6} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	0,281

Tibial anterior	OAAP	$-1,1 \times 10^{-6} \pm 2,0 \times 10^{-6}$	0,520	$-1,2 \times 10^{-6} \pm 0,00$	0,008*
	OASA	$-8,7 \times 10^{-7} \pm 2,0 \times 10^{-6}$	0,614	$-2,8 \times 10^{-7} \pm 0,00$	0,468
	OFAP	$1,7 \times 10^{-6} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	0,232	$-8,6 \times 10^{-7} \pm 0,00$	0,086
	OFSA	$3,6 \times 10^{-7} \pm 2,0 \times 10^{-6}$	0,831	$-6,5 \times 10^{-7} \pm 0,00$	0,109
Gastrocnêmio	OAAP	$-1,6 \times 10^{-7} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	0,761	$-9,9 \times 10^{-7} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	0,373
	OASA	$1,2 \times 10^{-6} \pm 0,0$	0,010*	$-9,0 \times 10^{-7} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	0,258
	OFAP	$-8,7 \times 10^{-9} \pm 0,0$	0,985	$-5,3 \times 10^{-7} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	0,302
	OFSA	$2,0 \times 10^{-7} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	0,710	$-2,2 \times 10^{-6} \pm 1,0 \times 10^{-6}$	0,101

5.2.2 Cocontração

Foi observado efeito significativo de grupo ($p < 0,001$, $F 7,204$, $\eta^2 0,440$), não houve efeito das condições de tarefa ($p = 0,116$, $F 1,559$, $\eta^2 0,395$) e não houve efeito de interação condições *grupo ($p = 0,204$, $F 1,355$, $\eta^2 0,362$). A estatística descritiva dos valores de cocontração para o grupo PC e típico, em cada condição de tarefa, estão demonstrados na Tabela 8 (Apêndice).

5.2.a Efeito de grupo

Os resultados demonstram que a cocontração foi menor no grupo PC do que no grupo típico, para as variáveis tronco não dominante, coxa não dominante e perna não dominante. Enquanto para coxa dominante, o grupo PC apresentou maior cocontração que o grupo típico.

Tabela 8: Efeitos principais de grupos e condições de tarefa, para cocontração.

Variáveis cocontração	Grupo		Condições									
	PC (M±DP)	Típico (M±DP)	p	η^2	F	Olho aberto com apoio	Olho aberto sem apoio	Olho fechado com apoio	Olho fechado sem apoio	p	η^2	F
Cocontração tronco dominante	61,109±6 ,650	54,251±2 51	0,417	0,011	0,669	51,921±4,5 77	61,473±5,5 36	52,445±5,0 66	64,880±5,2 49	>0,05	0,058	3,676
Cocontração tronco não dominante	38,109±5 ,381	72,542±4, 132	<0,001*	0,300	25,756	55,514±3,9 34	53,252±3,5 40	58,694±4,0 27	53,843±3,8 46	0,251	0,022	1,377
Cocontração coxa dominante	67,052± 3,967	53,497±3, 046	0,009*	0,109	7,346	59,614±2,8 18	61,051±2,7 57	59,607±2,8 24	60,827±2,7 44	0,650	0,005	0,297
Cocontração coxa não dominante	58,816±3 ,332	75,545±2, 559	<0,001*	0,209	15,857	67,771±2,4 31	64,858±2,1 84	69,445±2,4 83	66,647±2,2 04	0,076	0,044	2,752
Cocontração perna dominante	61,746±3 ,771	63,449±2, 869	0,721	0,002	0,128	62,665±2,6 68	63,496±2,6 29	63,159±2,4 54	61,070±2,8 67	0,542	0,010	0,610
Cocontração perna não dominante	61,510±3 ,441	71,835±2, 643	0,021*	0,086	5,664	65,918±2,1 64	68,490±2,3 96	64,919±2,1 46	67,363±2,5 91	0,074	0,041	2,544

5.2.b Comparação da cocontração muscular entre os hemis corp os do grupo PC e típico

As Figuras 16, 17, 18 e 19 ilustram os resultados da cocontração do hemis corp o dominante e não dominante dos grupos típico e PC nas diferentes condições de tarefa.

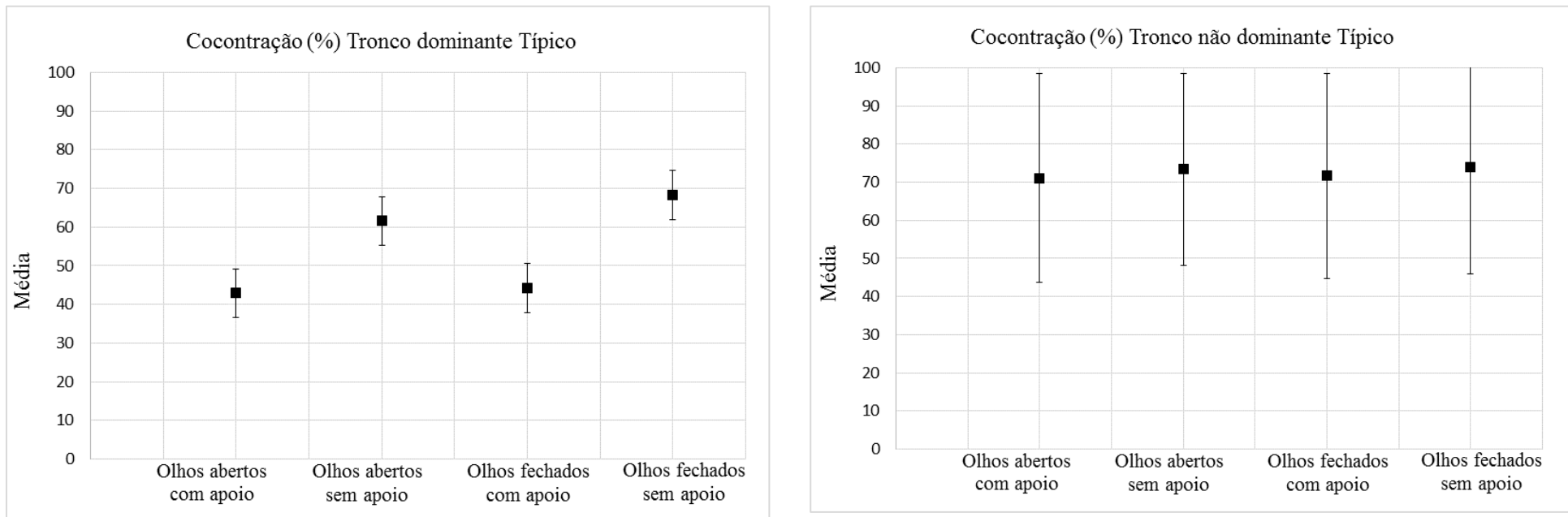


Figura 16. Média da cocontração, para os grupo típico de tronco dominante e não dominante

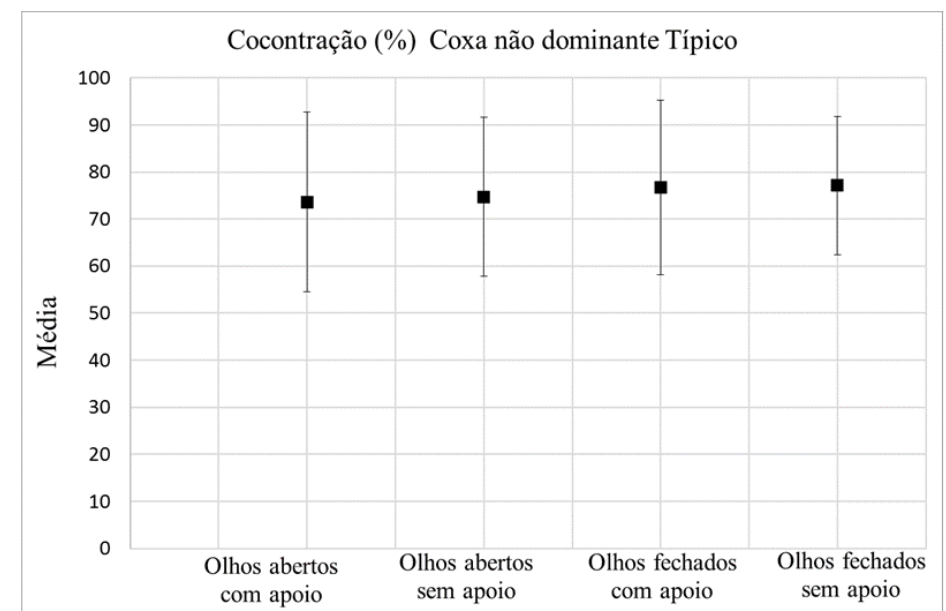
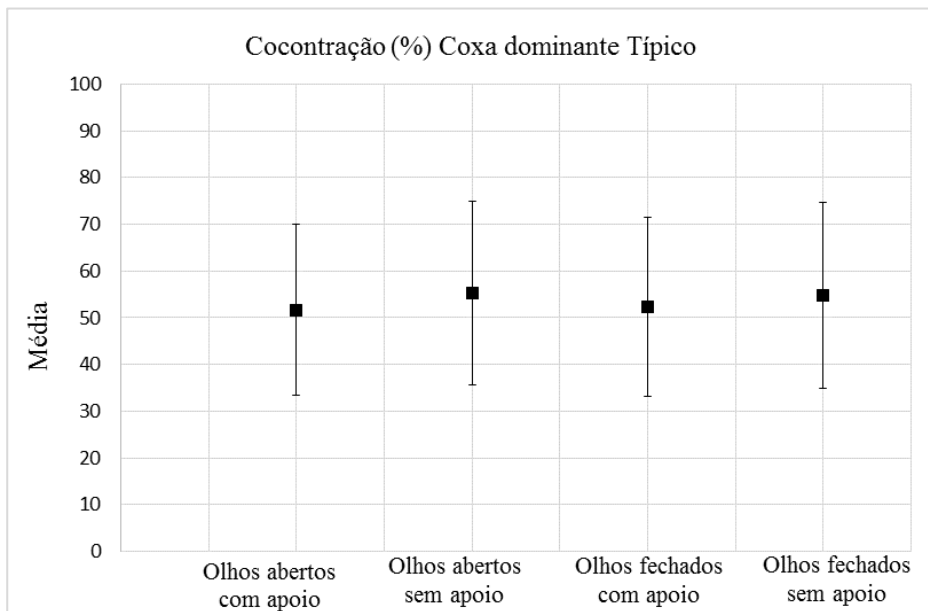
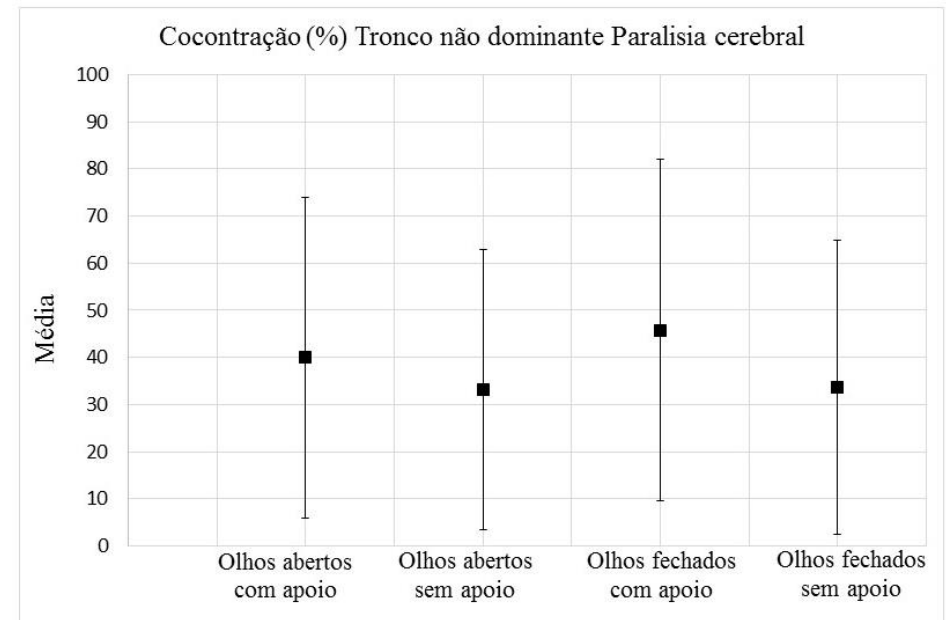
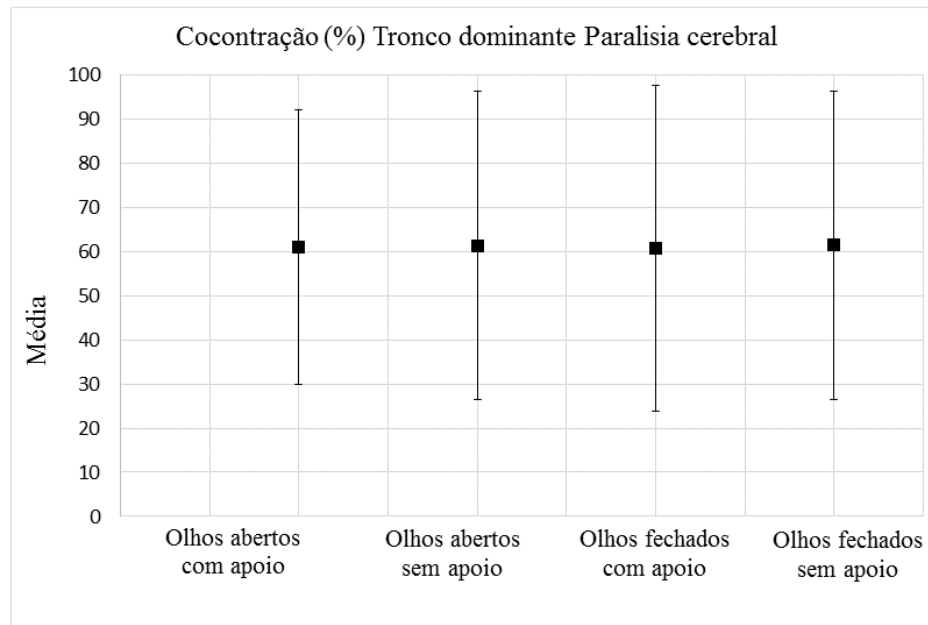


Figura 17. Média da cocontração, para os grupo típico de tronco e coxa dominante e não dominante

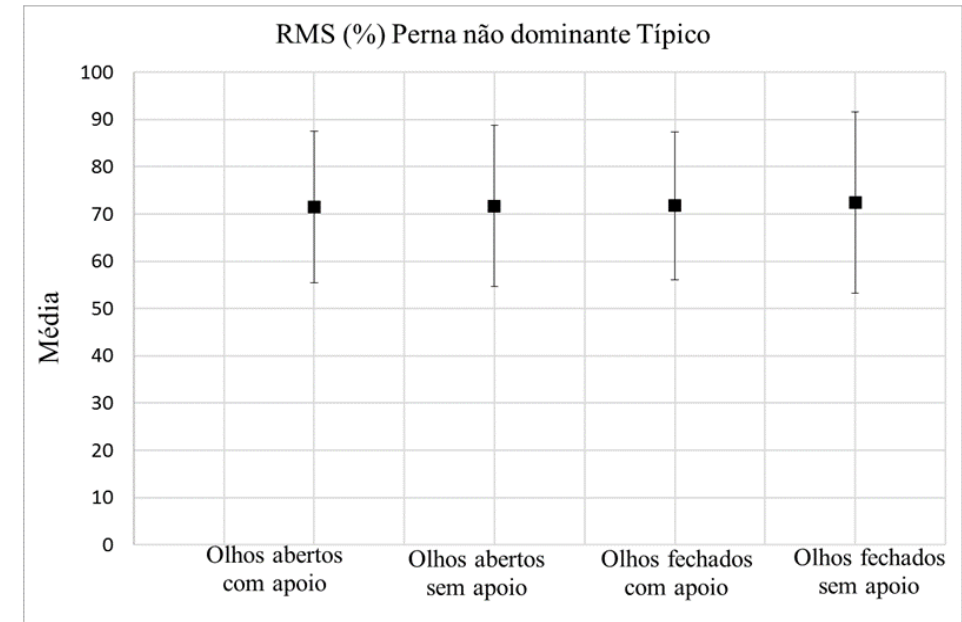
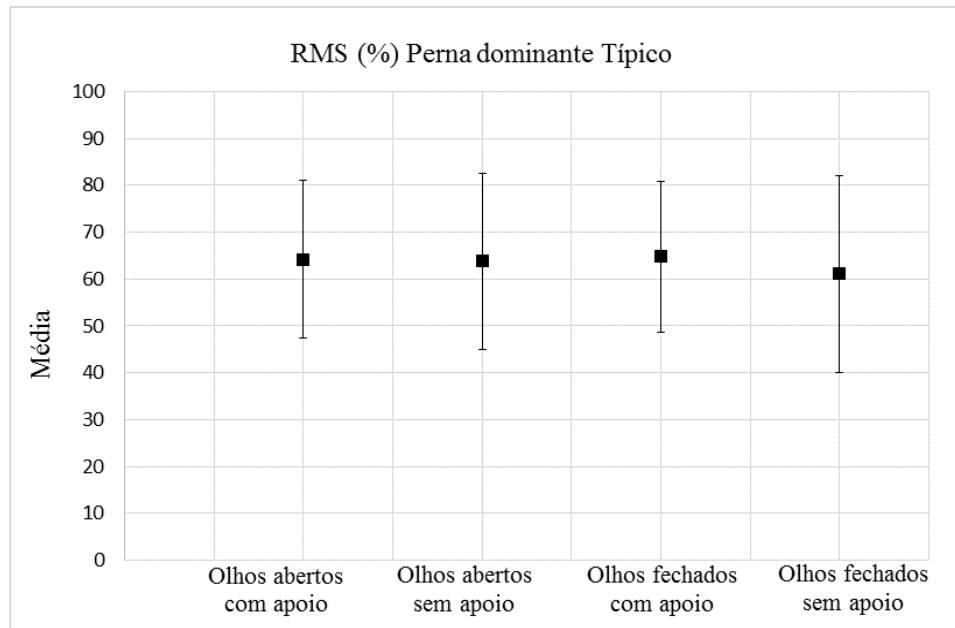
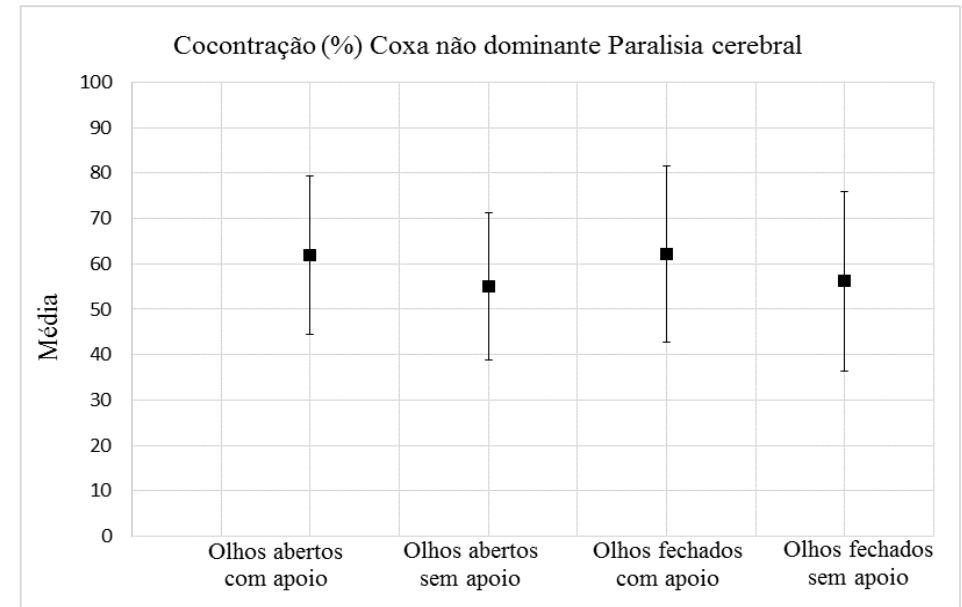
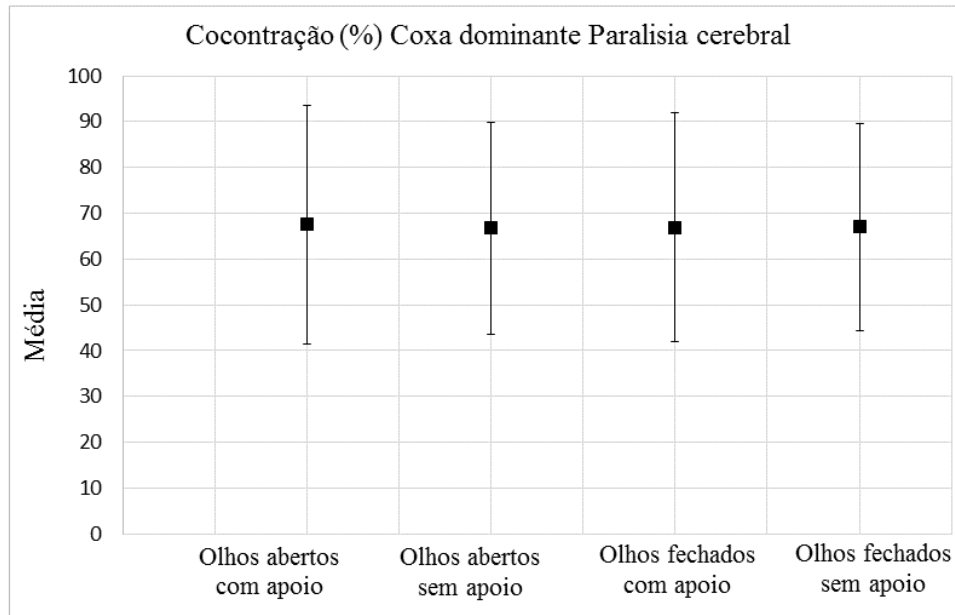


Figura 18. Média da cocontração, para os grupos PC e típico, de coxa e perna dominante e não dominante

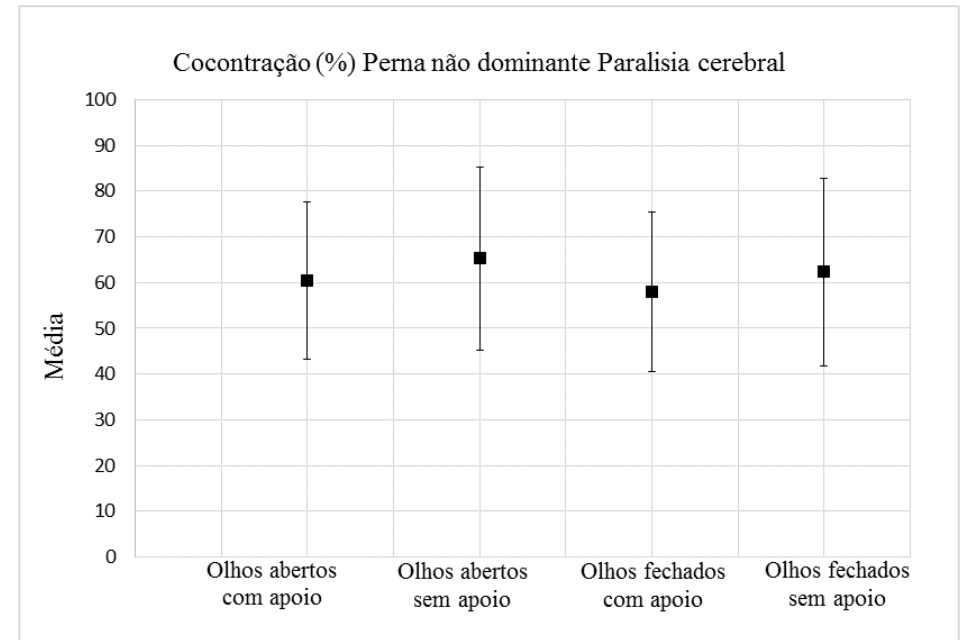
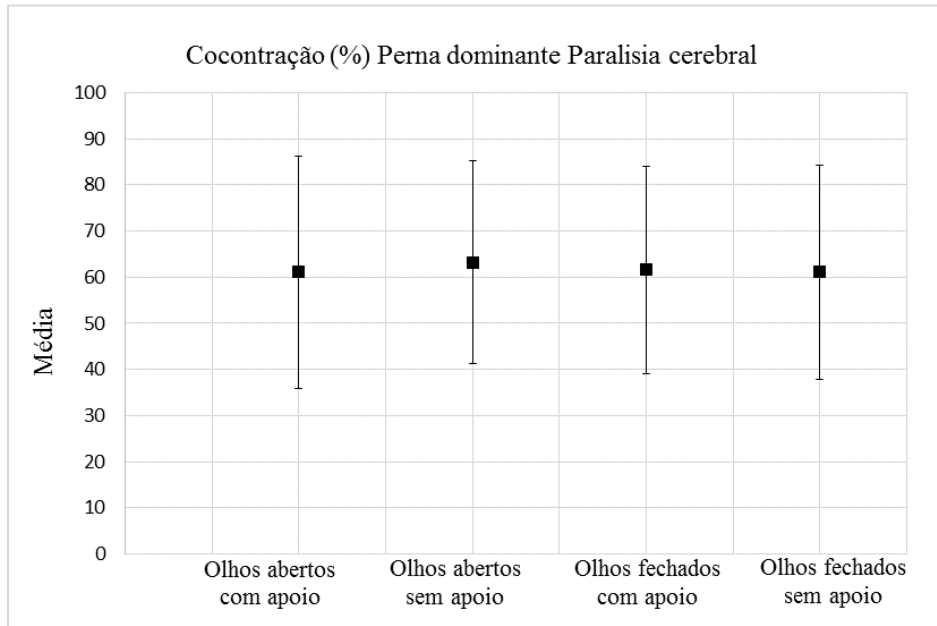


Figura 19. Média da cocontração, para os grupos PC, de perna dominante e não dominante

A Tabela 9 apresenta o resultado da comparação da cocontração muscular entre os hemicorpos, do grupo PC e típico. O resultado é explicitado pela subtração entre o valor da cocontração do hemicorpo não dominante pela cocontração do hemicorpo dominante. Desse modo, o resultado com sinal negativo, por exemplo, demonstra que o hemicorpo não dominante apresentou valor superior ao do hemicorpo dominante.

Quando se verificou a diferença da cocontração muscular entre os hemicorpos dominante e não dominante, notou-se que o grupo PC apresentou diferença significativa na cocontração, entre os hemicorpos, apenas no segmento de tronco e nas condições OA_SA e OF_SA, sendo que o hemicorpo dominante apresenta maior valor (Tabela 9).

O grupo típico apresentou diferença significativa entre os hemicorpos, nos segmentos de tronco, nas condições OA_AP e OF_AP; e em coxa e perna, em todas as condições, sendo o hemicorpo não dominante o que apresentou maior valor de cocontração, para todas as condições de tarefa (Tabela 9).

Tabela 9: Comparação entre cocontração lado dominante e cocontração lado não dominante do grupo PC e típico

Variável		Paralisia Cerebral		Típico	
Cocontração	Condição	Diferença cocontração (Não dominante-Dominante)	p	Diferença cocontração (Não dominante-Dominante)	p
Tronco	OAAP	-21,02 ± 11,07	0,071	28,20 ± 8,31	0,002 *
	OASA	-28,28 ± 10,26	0,011*	11,84 ± 8,08	1,151
	OFAP	-14,90 ± 11,99	0,227	27,40 ± 8,72	0,003*
	OFSA	-27,80 ± 10,51	0,015*	5,72 ± 7,70	0,462
Coxa	OAAP	-5,66 ± 6,87	0,418	21,97 ± 4,32	<0,001*
	OASA	-11,78 ± 6,70	0,093	19,39 ± 4,14	<0,001*
	OFAP	-4,73 ± 7,65	0,542	24,41 ± 4,47	<0,001*
	OFSA	-10,78 ± 6,97	0,136	22,42 ± 3,84	<0,001*
Perna	OAAP	-0,72 ± 5,53	0,875	7,23 ± 2,71	0,011*
	OASA	2,01 ± 4,04	0,623	7,98 ± 2,44	0,002*
	OFAP	-3,50 ± 3,43	0,319	7,02 ± 3,00	0,025*
	OFSA	1,26 ± 3,73	0,739	11,32 ± 3,45	0,002*

Tronco: reto abdominal vs eretor da espinha; Coxa: reto femoral vs semitendinoso; Perna: Tibial anterior vs Gastrocnêmio.

6. DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi verificar o efeito de diferentes condições de tarefa sobre a oscilação postural e ativação muscular de membros inferiores e tronco, em crianças e adolescentes com PC e típicos.

6.1 Oscilação postural na PC e típicos e efeito da condição de tarefa

Os resultados relacionados à oscilação postural confirmaram a hipótese de que os participantes com PC apresentariam maior oscilação postural do que o grupo típico para todas as variáveis analisadas. Estes resultados confirmam estudos prévios, nos quais são relatados maior oscilação postural durante o ortostatismo em crianças com PC, quando comparada com crianças típicas (PIERRET *et al.*, 2021; WOOLLACOTT & SHUMWAY-COOK, 2012). De fato, o desalinhamento biomecânico observado nessas crianças comumente compromete a manutenção da estabilidade postural (BURTNER *et al.*, 1998). Além disso, é comum a presença de lesões nas vias descendentes da substância branca e no trato córtico espinhal em indivíduos com PC (PAPADELIS *et al.*, 2018), o que compromete o processamento da informação sensorial, bem como a integração de múltiplas informações sensoriais (PAVÃO & ROCHA, 2017a), impactando negativamente as respostas motoras emergentes a partir desse processamento.

Em relação à manipulação de tarefa, as hipóteses iniciais de que condições com privação dos *inputs* sensoriais acarretariam em aumento da oscilação postural, em comparação com as condições de disponibilidade de visão e apoio para membros superiores, também foram confirmadas. Para todas as variáveis analisadas, as condições de maiores desafios foram as condições 2 (olhos abertos sem apoio) e 4 (olhos fechados sem apoio), resultando em maior oscilação postural, comparada às outras condições. A partir destes resultados, pode-se observar a importância do apoio dos membros superiores para manutenção da estabilidade corporal em ortostatismo.

Estudos anteriores avaliaram o efeito do toque sobre a oscilação postural, seja o toque na ponta do dedo (BALDAN *et al.* 2014; PRADO-RICO *et al.*, 2018; SCHMUCKLER *et al.*, 2019), ou sobre as mãos (PAVÃO & ROCHA, 2017). Os resultados indicam que a disponibilidade do apoio dos MMSS reduziu a oscilação postural em indivíduos com

condições neurológicas (BALDAN *et al.*, 2014) e em indivíduos saudáveis (SCHMUCKLER *et al.*, 2019) na postura ortostática, bem como em crianças com PC, durante transferência de sentado para de pé (PAVÃO & ROCHA, 2017 b). De acordo com os autores, a disponibilidade de informações somatossensoriais adicionais (BALDAN *et al.*, 2014) forneceram um quadro de referências para o corpo (RILEY *et al.*, 1997), promovidas pelos receptores localizados na pele e articulações, fornecendo informações sobre o posicionamento do membro em relação à superfície de toque/apoio. Os receptores articulares fornecem informações sobre a posição das articulações e do seu movimento (proprioceptores), desse modo, podem captar informações sobre a oscilação corporal (JEKA & LACKNER, 1994). Entretanto, além do papel sensorial fornecido pelas informações táteis e proprioceptivas, a disponibilidade de apoio para membros superiores durante a permanência em ortostatismo aumenta a base de suporte dos indivíduos, reduzindo a demanda biomecânica necessária para a manutenção da estabilidade.

Ressalta-se que em estudos prévios foi demonstrado que a retirada do *input* visual aumentou a oscilação postural na postura ortostática, de crianças e adolescentes com PC, em comparação com os típicos (PAVÃO *et al.*, 2017; LIDBECK *et al.*, 2016; SAXENA *et al.*, 2014). A informação visual exerce papel importante no controle postural, ao fornecer um quadro de referência externo ao corpo (HORAK, 1996; BUCHANAN & HORAK, 1999). Entretanto, nota-se que ao fornecer o apoio das mãos, a retirada da visão não impactou no aumento da oscilação postural. Essa restrição de tarefa foi um facilitador da estabilidade corporal no ortostatismo, reduzindo a oscilação postural dos participantes. Assim, ressalta-se a importância da análise de múltiplas tarefas para identificar as respostas adaptativas ao contexto específico. Vale ressaltar que embora o efeito da manipulação da tarefa sobre o controle postural venha sendo estudado na PC, nenhum estudo anterior investigou o impacto da manipulação simultânea da informação visual e restrição mecânica do contato das mãos com superfície de apoio no controle postural em ortostatismo de crianças típicas e com PC. O conjunto destas manipulações é frequente na rotina diária dos indivíduos, o que justifica a importância da realização conjunta destas manipulações e seu impacto sobre o controle postural.

Além disso, o presente estudo demonstra que embora a população com PC apresente maior oscilação postural que seus pares típicos, o padrão de oscilação de ambos os grupos nas diferentes condições avaliadas foi similar, o que indica semelhança em respostas adaptativas

de oscilação postural frente à manipulação de tarefas. Assim, pode-se considerar que a população com PC espástica, nível GMFCS I e II estudada, possui capacidade de se adaptar às diferentes condições de tarefa, porém com intensidades de ajustes diferentes para evitar desequilíbrios e quedas.

6.2 Ativação muscular nos grupos PC e típico e efeito da condição de tarefa

O grupo de crianças com PC apresentou maiores valores de ativação muscular do que o grupo típico nos músculos reto abdominal (não dominante/acometido), eretor da espinha (dominante), reto femoral (dominante), semitendinoso (dominante) e tibial anterior (dominante e não dominante) e gastrocnêmio lateral (não dominante/acometido). Estes resultados confirmam parcialmente as hipóteses levantadas. Esperava-se menor ativação bilateral de músculos extensores de tronco e da cadeia posterior dos membros inferiores na população com PC, considerando a deficiência de controle da musculatura antigravitária nesta população (HEYRMAN *et al.*, 2013). Ainda, eram esperadas assimetrias em membros inferiores, com base na deficiência no controle muscular do lado lesado (GORDON, 2016). Assim, notou-se que de fato, os hemisférios apresentam níveis de ativação diferentes, inclusive os músculos de tronco, sendo que o eretor da espinha do lado não dominante (mais acometido no PC) ativa menos comparado aos típicos, contrapondo com maior ativação de reto abdominal, ilustrando maior comprometimento da musculatura antigravitária de tronco do lado mais acometido.

Outros estudos também revelaram um padrão motor assimétrico, caracterizado por rotação de tronco com suporte de peso no lado não afetado, durante a transferência postural de decúbito dorsal para ortostatismo em crianças com PC bilateral (MEWASINGH *et al.*, 2004) e assimetria no plano sagital, durante ortostatismo (DOMAGALSKA-SZOPA & SZOPA, 2017). Os padrões de movimento assimétrico das crianças com PC podem ser atribuídos aos déficits de representação do esquema corporal (Di VITA *et al.*, 2020). Segundo essa teoria, o sistema nervoso central realiza a integração das informações sensoriais aferentes, em uma imagem geométrica virtual do corpo, o que serve como base para o controle ativo da postura e do movimento (MEWASINGH *et al.*, 2004). Dessa maneira,

como a imagem corporal referente é centrada no eixo do corpo (MEWASINGH *et al.*, 2004), a maior tendência para padrões assimétricos em crianças com PC pode ser explicada pela dificuldade no controle motor axial (PIERRET *et al.*, 2021; PANIBATLA *et al.*, 2017), devido ao déficit na integração das múltiplas informações sensoriais (JOVELAR-ISIEGAS *et al.*, 2020; PAVÃO & ROCHA, 2017).

Quanto aos membros inferiores, encontrou-se que tanto músculos da cadeia anterior (reto femoral), quanto posterior (semitendinoso) ativaram mais do lado dominante (menos acometido no PC), do que no grupo típico. Como pode ser observado, as principais diferenças encontradas entre os grupos típicos e PC estão concentradas no lado dominante, ou seja, o lado menos acometido no indivíduo com PC apresenta uma taxa de ativação muscular maior, comparada ao lado dominante do grupo típico. Possivelmente, esse padrão de ativação pode ser uma estratégia motora utilizada para compensar a assimetria do comprometimento neuromotor e musculoesquelético do lado plégico, ou mais acometido. A maior taxa de recrutamento muscular encontrada em tibial anterior de ambos os lados e de gastrocnêmio lateral no lado não dominante mostra a possível utilização da estratégia de tornozelo para manutenção da estabilidade em ortostatismo nesta população, no entanto às custas de maior gasto energético (HORAK & NASHNER, 1986).

Tais resultados podem indicar que a manutenção da postura ortostática por indivíduos com PC envolve maiores níveis de atividade muscular do que típicos, potencialmente despendendo maior gasto energético. Este maior nível de atividade muscular pode estar relacionado à maior área e velocidade de oscilação postural observadas nesta população. Possivelmente, o indivíduo com PC ao oscilar mais que o típico para manter o ortostatismo, busca com isso aumentar a captação de informações táteis e proprioceptivas em seus membros inferiores, o que leva a uma maior atividade muscular nestes segmentos do lado dominante.

Outros estudos também verificaram maior ativação muscular no grupo PC, em condições dinâmicas, como agarrar uma bola (BIGONGIARI *et al.*, 2011) e durante o ST-DP, em indivíduos com doenças neuromusculares (SÜTÇÜ *et al.*, 2019), o que pode ser atribuído aos níveis mais altos de fadiga, comparado a indivíduos típicos, quando realizam atividades submáximas (PUCE *et al.*, 2021). Durante a fadiga, a força produzida pelas fibras individuais é reduzida, o que requer aumento na ativação muscular para manter o mesmo

nível de força, e como um mecanismo compensatório, pode ocorrer ativação de mais unidades motoras (ROSE & McGill, 1998; SÜTÇÜ *et al.*, 2019). Por outro lado, diversos estudos indicam que a ativação muscular do tibial anterior e gastrocnêmio do grupo PC é menor, comparado com o grupo sem comprometimento, em condições de contração voluntária máxima isométrica (ROSE & McGill, 2005; HUSSAIN *et al.*, 2013), e em perturbação inesperada da superfície de suporte (BURTNER, 1998). Encontramos maior ativação muscular no grupo com PC em tibial anterior e gastrocnêmio no lado não dominante, e em tibial anterior no lado dominante. Os resultados para o lado não dominante, ou seja, o plégico, podem ser explicados pelo padrão espástico apresentado por essa população, cujo maior comprometimento é distal. Esses resultados divergentes podem ser explicados por diferenças na população estudada, que foi composta por adultos (HUSSAIN *et al.*, 2013) e por indivíduos com tônus grau III e IV na escala de Ashworth (ROSE & McGill, 2005). Dessa forma, indica-se que dependendo da condição da tarefa analisada e das condições clínicas dos sujeitos, as estratégias motoras serão diferentes e isso deve ser considerado ao interpretar os resultados de função muscular na PC.

Quanto às condições de tarefa, esperava-se que nas condições com apoio e olhos abertos, ocorresse menor ativação muscular e cocontração, uma vez que a disponibilidade de apoio aumentaria a base de suporte e reduziria a demanda biomecânica da tarefa, exigindo menor atividade muscular (PAVÃO & ROCHA, 2018). Porém, observou-se que o apoio das mãos aumentou a ativação dos músculos distais do membro inferior do grupo PC (tibial anterior dominante e não dominante, gastrocnêmio dominante e semitendinoso não dominante). Possivelmente, o apoio das mãos, por meio do *input* somatossensorial e por aumento da base de suporte, levaram a maior estabilidade e segurança postural, o que, potencialmente, pode ter atuado como facilitador para ativação dos músculos responsáveis pela estratégia de tornozelo. Fazendo um paralelo ao resultado de oscilação postural, onde a mesma condição de tarefa com apoio levou a redução da oscilação do CoP, reforça-se as inferências sobre o impacto do apoio como um modulador de estabilidade corporal em ortostatismo.

No presente estudo, o grupo PC demonstrou habilidade de alterar a resposta muscular (avaliada pelo RMS) em decorrência da manipulação de tarefas. Nas condições OF_SA e OF_AP, ambas com restrição da visão, notou-se a ativação do eretor da espinha, provavelmente para aumentar o controle antigravitário. Adicionalmente, a ativação da

musculatura extensora foi ainda mais pronunciada na condição 4, quando além da visão, o apoio também não estava disponível (Tabela 5). Isso demonstra que, em condições de maior instabilidade, quando as informações sensoriais provenientes da visão e do sistema somatossensorial não estão disponíveis, as crianças com PC aumentam a ativação da musculatura extensora de tronco, e respondem com maior ativação neste segmento, quando há manipulação do apoio em conjunto com a manipulação da visão.

Por outro lado, quando há disponibilidade de visão, houve ativação da musculatura anterior do tronco (reto abdominal), provavelmente em decorrência da postura em flexão anterior de tronco, que é comumente adotada por crianças com PC (MILLER, 2019; DOMAGALSKA-SZOPA & SZOPA, 2017).

Dessa forma, o presente estudo demonstra que o grupo PC apresenta maiores valores de ativação muscular no lado dominante, ou seja, no hemicorpo menos acometido, em comparação com o grupo típico, o que provavelmente reflete a estratégia utilizada para compensar a assimetria provocada pelo lado plégico. Além disso, a presença do apoio para os membros superiores facilita a ativação dos músculos responsáveis pela estratégia de tornozelo, que, como visto no estudo I, reduziu a oscilação nas condições com apoio. Porém, essas estratégias adotadas pelo grupo PC são realizadas às custas de um maior gasto energético.

6.3 Cocontração na PC e típicos e efeito da condição de tarefa

A hipótese de que a cocontração muscular fosse menor na população com PC foi confirmada para as variáveis de cocontração de tronco, coxa e perna, todas do lado não dominante. O que corrobora com estudos que relacionam a coativação muscular com a estabilidade postural (ERVILHA *et al.*, 2012; LATASH, 2018), uma vez que para manter o CoP dentro dos limites da base de sustentação, é necessário que tanto os músculos anteriores quanto posteriores estejam ativos, e como visto no estudo I, o grupo PC apresentou disfunção na estabilidade postural, dessa maneira, infere-se que a menor coativação muscular pode ter contribuído para o pior controle postural na população PC estudada. Por outro lado, no segmento de coxa dominante do grupo PC, observou-se maior cocontração, quando comparado com o típico.

Pode-se considerar que o grupo PC realiza a descarga de peso preferencialmente no membro inferior menos acometido (hemicorpo dominante), pela dificuldade neuromotora em se apoiar no lado plégico. No grupo típico, o contrário pode ser esperado, ou seja, que o membro de apoio seja o contra lateral ao membro dominante, uma vez que este é usado preferencialmente na execução de tarefas, como chutar uma bola, por exemplo. Dessa maneira, no grupo PC, no segmento de coxa, o hemicorpo dominante apresenta maior cocontração do que no grupo típico, devido a maior descarga de peso que recebe. No entanto, resultados semelhantes não foram observados no segmento da perna, possivelmente pela falta de controle neuromuscular nos segmentos mais distais do corpo observada na população com PC (mesmo do lado menos acometido). Assim, a presença de possível comprometimento neuromotor mesmo no membro íntegro (ainda que de menor intensidade) (BAX *et al.*, 2015) potencialmente não permitiu que se observasse uma maior cocontração muscular nesse grupo nos segmentos mais distais (tibial anterior e gastrocnêmio) quando comparado ao grupo típico.

Além disso, ao comparar a cocontração muscular entre os hemicorpos, esperava-se encontrar assimetria entre eles, com maior coativação do hemicorpo dominante (menos acometido ou sadio), considerando a maior deficiência no controle muscular do lado lesado (GORDON, 2016). O resultado obtido pelo grupo PC confirma parcialmente essa hipótese, uma vez que, observou-se que houve diferença entre os hemicorpos somente para a variável cocontração de tronco, nas condições OA_SA e OF_SA, sendo que o hemicorpo dominante apresentou maior cocontração que o não dominante. Porém, o mesmo resultado não foi observado em membros inferiores, os quais não demonstraram diferenças na cocontração entre os hemicorpos. Dessa maneira, pode-se inferir que, para o grupo PC, a disponibilidade de apoio reduziria a assimetria entre os hemicorpos na cocontração muscular, pois, nota-se que nas condições em que o apoio de membros superiores está presente (OA_AP e OF_AP), não houve diferença na cocontração entre os hemicorpos em tronco, o que indica que o apoio favorece a simetria entre os hemicorpos do tronco nesta população PC. Adicionalmente, o resultado encontrado para membros inferiores do grupo PC pode ser atribuído à redução de adaptabilidade da função muscular frente às demandas da tarefa, considerando as alterações neuromotoras mais marcantes em membros inferiores, uma vez que são PCs uni e diparéticos.

Ao analisar os resultados da comparação da cocontração entre os hemicorpos, obtidos pelo grupo típico, nota-se que houve diferença entre os hemicorpos em tronco, nas condições

OA_AP e OF_AP, e nos segmentos de coxa e perna, para todas as condições avaliadas, o que confirma a hipótese inicial, que os hemicorpos são diferentes entre si. Esse resultado apresentado pelo grupo típico permite inferir que esse grupo, ao contrário do grupo PC, apresenta interdependência entre os hemicorpos, possibilitando maior flexibilidade de movimentos a esse grupo. Porém, contrariando a hipótese que haveria maior cocontração no hemicorpo dominante, o hemicorpo que apresentou maior cocontração foi o não dominante. A cocontração maior do lado não dominante pode ser explicada pela perna de apoio durante atividades dinâmicas, como o chute. Assim, o membro de apoio é o não dominante, para que a ação ocorra no membro dominante. Possivelmente, essa estratégia também pode ser utilizada para a manutenção da postura em ortostatismo, por usar o membro não dominante para a sustentação de peso, levando a maior cocontração deste.

Ademais, esperava-se que nas condições com apoio e olhos abertos, ocorresse menor cocontração, uma vez que a disponibilidade de apoio, aumentaria a base de suporte e reduziria a demanda biomecânica da tarefa, exigindo menor atividade muscular (PAVÃO & ROCHA,2018). Porém, não foi observado efeito das condições da tarefa na cocontração muscular.

Dessa maneira, o presente estudo permitiu observar que a menor cocontração observada no grupo PC pode ter sido um fator que contribuiu para a maior oscilação postural observada neste grupo. Adicionalmente, também se observou que o grupo típico, por apresentar diferença na cocontração entre os hemicorpos, demonstra maior flexibilidade de movimentação interdependente entre os hemicorpos do que o grupo PC. Além disso, o apoio das mãos auxiliou a diminuir a assimetria comumente observada em tronco no grupo PC.

Limitações

O presente estudo apresenta como limitação o pequeno número de participantes, que não permitiu a subdivisão em grupos por GMFCS e topografia para a análise dos dados, o para verificar se as respostas musculares e posturais iriam ser semelhantes ou diferentes entre os níveis GMFCS, e entre crianças com PC bilateral e unilateral. Além disso, não houve a classificação de habilidades manuais utilizando-se o MACS (Manual Ability Classification System), o que não permitiu identificar se o comprometimento da função manual iria

acarretar em alguma diferença na estabilidade postural ou na ativação muscular, nas condições com apoio. Adicionalmente, considera-se uma limitação do estudo a ausência de avaliação específica para lateralidade do membro inferior.

7. CONCLUSÃO

A avaliação do controle postural em condições de manipulação da tarefa, em ortostatismo, permite concluir que, em todas as condições estudadas, as crianças e adolescentes com PC têm maior oscilação postural que seus pares típicos, além disso, apresentam o padrão de resposta similar entre si. Assim, isso indica que a população PC estudada apresenta capacidade de adaptação frente às diferentes condições de tarefa, porém, utiliza estratégias musculares diferentes daquelas utilizadas pelo grupo típico, como exemplificado pela maior ativação muscular, principalmente nos músculos do hemicorpo dominante (menos acometido), quando comparado ao grupo típico, o que indica que esse padrão de ativação pode ser utilizado para compensar a assimetria do comprometimento neuromotor e musculoesquelético do lado plégico. Maior ativação muscular também foi observada no grupo PC, nas condições de tarefa em que o apoio esteve presente, pois, o maior *input* sensorial e a maior base de suporte, promovidos pelo apoio das mãos, pode ter facilitado a ativação dos músculos responsáveis pela estratégia de tornozelo, levando a consequente diminuição na oscilação postural nas condições com apoio, além de ter favorecido a diminuição da assimetria em tronco no grupo PC. Outra estratégia muscular que se mostrou diferente entre os grupos PC e típico foi a cocontração muscular, que no grupo típico se mostrou diferente entre os hemicorpos. Esse resultado apresentado pelo grupo típico permite inferir que esse grupo, ao contrário do grupo PC, apresentou interdependência entre os hemicorpos, possibilitando maior flexibilidade de movimentos à esse grupo. Dessa maneira, conclui-se que ambos os grupos apresentam padrões de resposta à oscilação postural similar, porém, alcançam esse resultado por meio de diferentes estratégias musculares.

8. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente trabalho apresenta contribuições ao campo da reabilitação em crianças e adolescentes com PC, uma vez que adiciona informações sobre o controle postural em condições frequentemente encontradas no cotidiano, e que podem oferecer maior risco de quedas à população PC. Por meio do estudo I, evidenciou-se a necessidade de investigar os padrões de ativação muscular de crianças e adolescentes com PC e suas diferenças comparados aos seus pares típicos, para aumentar a compreensão sobre o comportamento do controle postural. Dessa maneira, foi realizado o estudo II, que trouxe como resultado que o grupo PC apresenta estratégias diferentes que o grupo típico, para manutenção do controle postural, o que contribui com os profissionais de reabilitação, que podem utilizar a manipulação das condições de tarefa tanto para facilitar, quanto para desafiar o controle postural, a depender do objetivo da terapia.

9. REFERÊNCIAS

AULD M. L., BOYD R. N., MOSELEY G. L., WARE R. S., JOHNSTON L. M. Tactile function in children with unilateral cerebral palsy compared to typically developing children. **Disability and Rehabilitation.**, v. 34, p. 1488–1494, 2012. DOI: 10.3109/09638288.2011.650314

BALDAN, A.M.S., ALOUCHE,S.R.,ARAUJO,I.M.G.,FREITAS,S.M.S.F. Effect of light touch on postural sway in individuals with balance problems: A systematic review. **Gait & Posture.**,v. 40, p.1-10, 2014. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.12.028

BARELA, J.A, FOCKS, G.M, HILGEHOLT, T, BARELA, A.M, CARVALHO, R.D.E P, SAVELSBERGH, G.J. Perception-action and adaptation in postural control of children and adolescents with cerebral palsy. **Res Dev Disabil.**,v.32, p. 2075-83, 2011. DOI: 10.1016/j.ridd.2011.08.018. Epub 2011 Sep 15. PMID: 21985991.

BAX, Martin et al. Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 47, n. 8, p. 571-576, 2005.

BIGONGIARI, Aline *et al.* Anticipatory and compensatory postural adjustments in sitting in children with cerebral palsy. **Human Movement Science**, v. 30, n. 3, p. 648-657, 2011.

BUCHANAN, J.J, HORAK, F.B. Emergence of postural patterns as a function of vision and translation frequency. **J Neurophysiol.**, v.81,p.2325-39,1999. DOI: 10.1152/jn.1999.81.5.2325. PMID: 10322069.

BURATTI, Pâmela *et al.* Morpho functional characteristics of skeletal muscle in ratswith cerebral palsy. **International Journal of Experimental Pathology**, v. 100, n. 1, p. 49-59, 2019.

BURTNER, P. A.; QUALLS, C.; WOOLLACOTT, M. H. Muscle activation characteristics of stance balance control in children with spastic cerebral palsy. **Gait & Posture**, v. 8, n. 3, p. 163-174, 1998.

BROGREN, Eva; FORSSBERG, Hans; HADDERS-ALGRA, Mijna. Influence of two different sitting positions on postural adjustments in children with spastic diplegia. **Developmental Medicine and Childneurology**, v. 43, n. 8, p. 534-546, 2001.

CARLBERG, Eva Brogren; HADDERS-ALGRA, Mijna. Postural dysfunction in childrenwith cerebral palsy: some implications for therapeutic guidance. **Neural plasticity**, v. 12, n. 2-3, p. 221-228, 2005.

CHEN, F.C, TSAI, C.L. The mechanisms of the effect of light finger touch on postural control. **NeurosciLett.**, v.25, p. 69-73,2015. DOI: 10.1016/j.neulet.2015.08.016. PMID: 26291485.

DE AQUINO, Cecília Ferreira. Eletromiografia: interpretação e aplicações nas ciências da reabilitação. **Fisioterapia Brasil**, v. 6, n. 4, p. 305-310, 2005.

DOMAGALSKA-SZOPA M, SZOPA A. Postural orientation and standing postural alignment in ambulant children with bilateral cerebral palsy. **ClinBiomech.**, v. 49, p.22-27, 2017. Doi: 10.1016/j.clinbiomech.2017.08.005. PMID: 28830044.

EL NABIE W.A; SALEH,M.S.M, Trunk and pelvic alignment in relation to postural control in children with cerebral palsy. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation.**,v.1,p.1-6, 2018.DOI: 10.3233/bmr-181212

ERVILHA, U. F.; GRAVEN-NIELSEN, Thomas; DUARTE, M. A simple test of muscle coactivation estimation using electromyography. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v. 45, p. 977-981, 2012.

GORDON, Andrew M. Impaired voluntary movement control and its rehabilitation in cerebral palsy. **Progress in Motor Control**, p. 291-311, 2016.

GRAHAM H.K, SELBER, P. Musculo skeletal aspects of cerebral palsy. **J Bone Joint Surg Br.**, v.85, p. 157-66, 2003. DOI: 10.1302/0301-620x.85b2.14066. PMID: 12678344.

GRAHAM, H. Kerr *et al.* Cerebral palsy. **Nature Reviews Disease Primers**, v. 2, n. 1, p. 1-1, 2016.

GROSS, Raphaël *et al.* Does muscle coactivation influence joint excursions during gait in children with and with out hemiplegic cerebral palsy? Relationship between muscle coactivation and joint kinematics. **Clinical biomechanics**, v. 30, n. 10, p. 1088-1093, 2015.

HEYRMAN, Lieve *et al.* Clinical characteristics of impaired trunk control in children with spastic cerebral palsy. **Research in Developmental Disabilities**, v. 34, n. 1, p. 327-334, 2013.

HORAK, F.B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age Ageing.**, v. 35, 2006. DOI: 10.1093/ageing/af1077. PMID: 16926210.

HORAK, F.B, NASHNER, L.M. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. **Journal Neurophysiology.**, v.55,p.1369-81,1986. DOI: 10.1152/jn.1986.55.6.1369. PMID: 3734861.

HORSCH, Axel et al. Prevalence and classification of equinus foot in bilateral spastic cerebral palsy. **World Journal of Pediatrics**, v. 15, n. 3, p. 276-280, 2019.

HUSSAIN, Ayser W. *et al.* Musclesize, activation, and coactivation in adultswith cerebral palsy. **Muscle&nerve**, v. 49, n. 1, p. 76-83, 2014.

IN, T.S, JUNG, J.H, JANG, S.H, KIM, K.H, JUNG, K.S, CHO, H.Y. Effectsof Light Touch on Balance in PatientswithStroke. **Open Med (Wars)**., v. 9, p. 259-263, 2019. DOI: 10.1515/med-2019-0021. PMID: 30997393; PMCID: PMC6463820.

KIRBY, Russell S. *et al.* Prevalence and functioning of children with cerebral palsy in four areas of the United States in 2006: a report from the Autismand Developmental Disabilities Monitoring Network. **Research in Developmental Disabilities**, v. 32, n. 2, p. 462-469, 2011.

LATASH, Mark L. Musclecoactivation: definitions, mechanisms, and functions. **Journal of Neurophysiology**, v. 120, n. 1, p. 88-104, 2018.

LANSHAMMAR, Katharina; RIBOM, Eva L. Differences in muscle strength in dominantand non-dominantleg in females aged 20–39 years–A population-basedstudy. **Physical Therapy in Sport**, v. 12, n. 2, p. 76-79, 2011.

LIDBECK, C., BARTONEK, Å., YADAV, P., TEDROFF, K., ÅSTRAND, P., HELLGREN, K., & GUTIERREZ-FAREWIK, E. M. (2016). The role of visual stimuli in standing posture in children with bilateral cerebral palsy. **BMC Neurology**, 16(1), 1-9.

MAKRIS, T., DORSTYN, D., CRETTENDEN, A., Quality of life in children and adolescents with cerebral palsy: a systematic review with meta-analysis. **Disability & Rehabilitation**., v. 43, p.299-308, 2021. DOI: 10.1080/09638288.2019.1623852. PMID: 31180733.

MARTINELLI, A.R, COELHO, D.B, TEIXEIRA, L.A. Light touch leads toincreasedstability in quiet and perturbed balance: **Human Moviment Science**., v.58,p.268-278,2018. DOI: 10.1016/j.humov.2018.03.001. Epub 2018 Mar 12. PMID: 29524852.

MICHAEL-ASALU, A., TAYLOR, G., CAMPBELL, H., LELEA, L.; KIRBY,R.S., Cerebral Palsy: Diagnosis, Epidemiology, Genetics, andClinical Update.,**Advances in Pediatrics**.,v.66, p.189-208,2019. DOI:10.1016/j.yapd.2019.04.002

PAPADELIS, Christos *et al.* Altered white matter connectivity associated withi ntergyral brain disorganization in hemiplegic cerebral palsy. **Neuroscience**, v. 399, p. 146-160, 2018.

PANIBATLA, Sivatejaa; KUMAR, Vijaya; NARAYAN, Amitesh. Relationship between trunk control and balance in children with spastic cerebral palsy: a cross-sectional study. **Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR**, v. 11, n. 9, p. YC05, 2017.

PRADO-RICO, Janina Manzieri *et al.* Effect of force magnitude of touch on the components of postural sway. **Gait & Posture**, v. 65, p. 15-19, 2018.

PETERKA, R.J. Sensorimotorintegration in human postural control. **J Neurophys.**, v.88, p. 1097-112, 2002. DOI: 10.1152/jn.2002.88.3.1097

PIERRET, Jonathan *et al.* Impaired postural control of axial segments in children with cerebral palsy. **Gait & Posture**, v. 86, p. 266-272, 2021.

PAVÃO, Sílvia L. *et al.* Relationship between static postural control and the level of functional abilities in children with cerebral palsy. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 18, p. 300-307, 2014.

PAVÃO, Silvia Leticia; ROCHA, Nelci Adriana Cicuto Ferreira. Hands support and postural oscillation during sit-to-stand movement in children with cerebral palsy and typical children. **Journal of motor behavior**, v. 50, n. 2, p. 194-201, 2018.doi: 10.1080/00222895.2017.1327410.

PAVÃO, Sílvia Leticia; ROCHA, Nelci Adriana Cicuto Ferreira. Sensory processing disorders in children with cerebral palsy. **Infant Behavior and Development**, v. 46, p. 1-6, 2017.

PAVÃO, S.L. *et al.* Use of sensory information during postural control in children with cerebral palsy: systematic review, **Journal of Motor Behavior**, v.47, n.4, 2015.doi: 10.1080/00222895.2014.981498.

PETERKA, R.J. Sensorimotorintegration in human postural control. **Journal Neurophysiology**. v.88, p.1097-118, 2002. DOI: 10.1152/jn.2002.88.3.1097. PMID: 12205132.

PHILIP S.S, GUZZETTA A, CHORNA O, GOLE G, BOYD RN. Relationship between brain structure and Cerebral Visual Impairment in children with Cerebral Palsy: A systematic review. **Research in Developmental Disabilities.**, v. 28, p.99-103, 2020. DOI: 10.1016/j.ridd.2020.103580. PMID: 32004872.

PUCE, Luca *et al.* Systematic Review of Fatigue in Individuals With Cerebral Palsy. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 15, p. 99, 2021.

RICHARDSON, J.T. Effect size and partial eta squared as measures of effect size in educational research, **Educational Research**. Rev.6 (2011) 135–147, doi: <https://doi.org/10.1016/j.edurev.2010.12.001>

RILEY, M.A, WONG, S, MITRA, S, TURVEY, M.T. Common effect of touch and vision on postural parameters. **Exploratory Brain Research**, v. 117, p. 165-70, 1997. DOI: 10.1007/s002210050211.

RONCESVALLES, M. N.; WOOLLACOTT, M. W.; BURTNER, P. A. Neural factors underlying reduced postural adaptability in children with cerebral palsy. **Neuroreport**, v. 13, n. 18, p. 2407-2410, 2002.

ROSE, Jessica; MCGILL, Kevin C. The motor unit in cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 40, n. 4, p. 270-277, 1998.

ROSE, Jessica; MCGILL, Kevin C. Neuromuscular activation and motor-unit firing characteristics in cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 47, n. 5, p. 329-336, 2005.

SCHMIDT, Bruna Garcia; GERZSON, Laís Rodrigues; ALMEIDA, Carla Skilhan de. The use of surface electromyography as a measure of physiotherapy outcomes in children with Cerebral Palsy: a systematic review. **J. Hum. Growth Dev.**, São Paulo , v. 30, n. 2, p. 216-226, ago. 2020 .

SMITHERS-SHEEDY, Hayley *et al.* A special supplement: findings from the Australian Cerebral Palsy Register, birth years 1993 to 2006. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 58, p. 5-10, 2016.

SÜTÇÜ, Gülşah *et al.* Electromyographic activity and kinematics of sit-to-stand in individuals with muscle disease. **Neurological Sciences**, v. 40, n. 11, p. 2311-2318, 2019.

PAVÃO, Sílvia Leticia *et al.* Use of sensory information during postural control in children with cerebral palsy: systematic review. **Journal of Motor Behavior**, v. 47, n. 4, p. 291-301, 2015.

SIBLEY, Kathryn M. *et al.* Components of standing postural control evaluated in pediatric balance measures: A scoping review. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 98, n. 10, p. 2066-2078. e4, 2017.

SHIRATORI, T., GIROLAMI, G.L, ARUIN, A.S. Anticipatory postural adjustment associated with a loading perturbation in children with hemiplegic and diplegic cerebral palsy. **Exploratory Brain Research**, v.234, p. 2967-78, 2016. DOI: 10.1007/s00221-016-4699-0. PMID: 27324084.

SHEEAN, G. The pathophysiology of spasticity. **European Journal of Neurology**, v. 9, p. 3-9, 2002.

TONMUKAYAKUL, Utsana *et al.* Systematic review of the economic impact of cerebral palsy. **Research in Developmental Disabilities**, v. 80, p. 93-101, 2018.

WINTER, David A. **Biomechanics and motor control of human movement**. John Wiley & Sons, 2009.

WOOLLACOTT, Marjorie Hines; SHUMWAY-COOK, Anne. Postural dysfunction during standing and walking in children with cerebral palsy: what are the underlying problems and what new therapies might improve balance?. **Neural plasticity**, v. 12, n. 2-3, p. 211-219, 2005.

WOOLLACOTT, M. H.; BURTNER, P. Neural and musculoskeletal contributions to the development of stance balance control in typical children and in children with cerebral palsy. **Acta Paediatrica**, v. 85, p. 58-62, 1996.

YOSHIDA, Kiyoshi *et al.* Natural history of scoliosis in cerebral palsy and risk factors for progression of scoliosis. **Journal of Orthopaedic Science**, v. 23, n. 4, p. 649-652, 2018. DOI: 10.1016/j.jos.2018.03.009. PMID: 29705176.

ZANINI, G; CEMIN, N. F.; NIQUE, P.S. Paralisia cerebral: causas e prevalências. **Fisioterapia em Movimento**, v. 22, p. 2017.

ZARKOU, Anastasia *et al.* Foot and ankle somatosensory deficits affect balance and motor function in children with cerebral palsy. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 14, p. 45, 2020. doi:10.3389/fnhum.2020.00045.

APÊNDICE

Estratégia de busca utilizada no Estudo I

Embase

('postural control' OR balance OR equilibrium) AND 'cerebral palsy' AND sensory AND [2015-2020]/py

Web of Science

((((ALL=('postural control')) OR ALL=(balance)) OR ALL=(equilibrium)) AND ALL=('cerebral palsy')) AND ALL=(sensory)

Pubmed

(((((('postural control') OR (balance)) OR (equilibrium)) AND ('cerebral palsy')) AND (sensory)) AND (("2015/01/01"[Date - Publication] : "2020/12/30"[Date - Publication]))

Scopus

(ALL ('postural control') OR ALL (balance) OR ALL (equilibrium) AND ALL ('cerebral palsy') AND ALL (sensory)) AND PUB YEAR > 2014 AND PUBYEAR < 2020

Science Direct

postural control' OR balance OR equilibrium AND 'cerebral palsy' AND sensory

Lilacs (((('postural control') OR (balance)) OR (equilibrium)) AND ('cerebral palsy')) AND (sensory)) AND (("2015/01/01"[Date - Publication] : "2020/12/30"[Date - Publication]))

Tabela 7. Estatística descritiva dos valores de RMS para o grupo típico e PC

Condição	Músculo	Hemicorpo	RMS PC (M \pm DP)	RMS Típico (M \pm DP)
Olhos abertos com apoio	Reto abdominal	Dominante	$8,5 \times 10^{-6} \pm 1,0 \times 10^{-5}$	$1,2 \times 10^{-5} \pm 1,8 \times 10^{-5}$
		Não dominante	$1,3 \times 10^{-5} \pm 1,4 \times 10^{-5}$	$4,5 \times 10^{-6} \pm 1,3 \times 10^{-6}$
	Eretor da espinha	Dominante	$7,8 \times 10^{-6} \pm 5,2 \times 10^{-6}$	$5,2 \times 10^{-6} \pm 4,8 \times 10^{-6}$
		Não dominante	$6,7 \times 10^{-6} \pm 2,9 \times 10^{-6}$	$6,2 \times 10^{-4} \pm 3,8 \times 10^{-3}$
	Reto femoral	Dominante	$1,1 \times 10^{-5} \pm 7,4 \times 10^{-6}$	$4,3 \times 10^{-6} \pm 1,9 \times 10^{-6}$
		Não dominante	$7,9 \times 10^{-6} \pm 6,4 \times 10^{-6}$	$9,7 \times 10^{-6} \pm 8,3 \times 10^{-6}$
	Semitendinoso	Dominante	$1,4 \times 10^{-5} \pm 6,5 \times 10^{-6}$	$9,6 \times 10^{-6} \pm 3,8 \times 10^{-6}$
		Não dominante	$1,6 \times 10^{-5} \pm 6,5 \times 10^{-6}$	$1,2 \times 10^{-5} \pm 9,5 \times 10^{-6}$
	Tibial anterior	Dominante	$1,3 \times 10^{-5} \pm 1,0 \times 10^{-5}$	$8,1 \times 10^{-6} \pm 3,6 \times 10^{-6}$
		Não dominante	$1,2 \times 10^{-5} \pm 8,3 \times 10^{-6}$	$6,8 \times 10^{-6} \pm 2,6 \times 10^{-6}$
	Gastrocnêmio lateral	Dominante	$4,6 \times 10^{-6} \pm 1,6 \times 10^{-6}$	$4,9 \times 10^{-6} \pm 6,8 \times 10^{-6}$
		Não dominante	$4,4 \times 10^{-6} \pm 2,0 \times 10^{-6}$	$3,9 \times 10^{-6} \pm 1,2 \times 10^{-6}$
Olhos abertos sem apoio	Reto abdominal	Dominante	$8,6 \times 10^{-6} \pm 1,2 \times 10^{-5}$	$9,5 \times 10^{-6} \pm 1,5 \times 10^{-6}$
		Não dominante	$1,3 \times 10^{-5} \pm 1,4 \times 10^{-5}$	$4,2 \times 10^{-6} \pm 1,8 \times 10^{-6}$

	Eretor da espinha	Dominante	$8,3 \times 10^{-06} \pm 4,9 \times 10^{-6}$	$5,4 \times 10^{-6} \pm 5,1 \times 10^{-6}$	
		Não dominante	$6,6 \times 10^{-06} \pm 4,6 \times 10^{-6}$	$6,2 \times 10^{-4} \pm 3,9 \times 10^{-3}$	
	Reto femoral	Dominante	$1,1 \times 10^{-5} \pm 8,6 \times 10^{-6}$	$3,6 \times 10^{-6} \pm 2,1 \times 10^{-6}$	
		Não dominante	$9,4 \times 10^{-6} \pm 9,2 \times 10^{-6}$	$9,9 \times 10^{-6} \pm 7,6 \times 10^{-6}$	
	Semitendinoso	Dominante	$1,4 \times 10^{-5} \pm 7,3 \times 10^{-6}$	$9,1 \times 10^{-6} \pm 4,5 \times 10^{-6}$	
		Não dominante	$1,4 \times 10^{-5} \pm 7,2 \times 10^{-6}$	$1,0 \times 10^{-5} \pm 6,2 \times 10^{-6}$	
	Tibial anterior	Dominante	$1,1 \times 10^{-5} \pm 8,0 \times 10^{-6}$	$6,0 \times 10^{-6} \pm 3,9 \times 10^{-6}$	
		Não dominante	$9,8 \times 10^{-6} \pm 7,8 \times 10^{-6}$	$5,7 \times 10^{-6} \pm 3,9 \times 10^{-6}$	
	Gastrocnêmio lateral	Dominante	$3,3 \times 10^{-6} \pm 1,2 \times 10^{-6}$	$4,1 \times 10^{-6} \pm 4,8 \times 10^{-6}$	
		Não dominante	$4,5 \times 10^{-6} \pm 2,5 \times 10^{-6}$	$3,2 \times 10^{-6} \pm 1,1 \times 10^{-6}$	
	Olhos fechados com apoio	Reto abdominal	Dominante	$8,7 \times 10^{-6} \pm 1,2 \times 10^{-5}$	$1,1 \times 10^{-5} \pm 1,8 \times 10^{-5}$
			Não dominante	$1,3 \times 10^{-5} \pm 1,3 \times 10^{-5}$	$4,9 \times 10^{-6} \pm 2,2 \times 10^{-6}$
Eretor da espinha		Dominante	$7,0 \times 10^{-6} \pm 4,0 \times 10^{-6}$	$6,5 \times 10^{-6} \pm 7,9 \times 10^{-6}$	
		Não dominante	$9,7 \times 10^{-6} \pm 9,3 \times 10^{-6}$	$6,1 \times 10^{-4} \pm 3,8 \times 10^{-3}$	
Reto femoral		Dominante	$1,0 \times 10^{-5} \pm 7,0 \times 10^{-6}$	$4,2 \times 10^{-6} \pm 1,6 \times 10^{-6}$	
		Não dominante	$8,3 \times 10^{-6} \pm 6,7 \times 10^{-6}$	$1,0 \times 10^{-5} \pm 8,4 \times 10^{-6}$	
Semitendinoso		Dominante	$1,5 \times 10^{-5} \pm 6,9 \times 10^{-6}$	$9,4 \times 10^{-6} \pm 3,4 \times 10^{-6}$	
		Não dominante	$1,4 \times 10^{-5} \pm 5,6 \times 10^{-6}$	$1,1 \times 10^{-5} \pm 5,5 \times 10^{-6}$	

Olhos fechados sem apoio	Tibial anterior	Dominante	$1,2 \times 10^{-5} \pm 9,2 \times 10^{-6}$	$7,1 \times 10^{-6} \pm 3,5 \times 10^{-6}$
		Não dominante	$1,4 \times 10^{-5} \pm 1,0 \times 10^{-5}$	$6,8 \times 10^{-6} \pm 2,8 \times 10^{-6}$
	Gastrocnêmio lateral	Dominante	$4,5 \times 10^{-6} \pm 1,8 \times 10^{-6}$	$4,4 \times 10^{-6} \pm 2,9 \times 10^{-6}$
		Não dominante	$4,5 \times 10^{-6} \pm 2,6 \times 10^{-6}$	$3,9 \times 10^{-6} \pm 1,0 \times 10^{-6}$
	Reto abdominal	Dominante	$1,4 \times 10^{-5} \pm 1,7 \times 10^{-5}$	$1,1 \times 10^{-5} \pm 2,3 \times 10^{-5}$
		Não dominante	$7,9 \times 10^{-6} \pm 9,4 \times 10^{-6}$	$5,3 \times 10^{-6} \pm 5,6 \times 10^{-6}$
	Eretor da espinha	Dominante	$9,4 \times 10^{-6} \pm 5,5 \times 10^{-6}$	$5,2 \times 10^{-6} \pm 5,0 \times 10^{-6}$
		Não dominante	$6,1 \times 10^{-6} \pm 3,8 \times 10^{-6}$	$6,5 \times 10^{-4} \pm 4,0 \times 10^{-3}$
	Reto femoral	Dominante	$1,2 \times 10^{-5} \pm 7,7 \times 10^{-6}$	$3,5 \times 10^{-6} \pm 1,8 \times 10^{-6}$
		Não dominante	$7,8 \times 10^{-6} \pm 7,8 \times 10^{-6}$	$9,4 \times 10^{-6} \pm 7,5 \times 10^{-6}$
	Semitendinoso	Dominante	$1,4 \times 10^{-5} \pm 6,3 \times 10^{-6}$	$8,7 \times 10^{-6} \pm 3,7 \times 10^{-6}$
		Não dominante	$1,3 \times 10^{-5} \pm 7,0 \times 10^{-6}$	$9,73 \times 10^{-6} \pm 5,2 \times 10^{-6}$
	Tibial anterior	Dominante	$1,1 \times 10^{-5} \pm 7,4 \times 10^{-6}$	$6,3 \times 10^{-6} \pm 3,8 \times 10^{-6}$
		Não dominante	$1,1 \times 10^{-5} \pm 9,2 \times 10^{-6}$	$5,7 \times 10^{-6} \pm 4,0 \times 10^{-6}$
	Gastrocnêmio lateral	Dominante	$3,6 \times 10^{-6} \pm 1,2 \times 10^{-6}$	$5,3 \times 10^{-6} \pm 7,9 \times 10^{-6}$
		Não dominante	$3,8 \times 10^{-6} \pm 2,3 \times 10^{-6}$	$3,1 \times 10^{-6} \pm 1,1 \times 10^{-6}$

Tabela 8. Estatística descritiva dos valores de cocontração para o grupo típico e PC.

Variável		Paralisia Cerebral		Típico	
Cocontração	Condição	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Tronco não dominante	OAAP	39,95	33,93	71,08	27,35
	OASA	33,08	29,69	73,42	25,19
	OFAP	45,77	36,17	71,62	26,91
	OFSA	33,63	31,26	74,05	28,03
Tronco dominante	OAAP	60,97	31,01	42,88	36,84
	OASA	61,37	34,91	61,58	45,77
	OFAP	60,67	36,94	44,22	39,43
	OFSA	61,43	34,95	68,33	42,54
Coxa não dominante	OAAP	61,90	17,46	73,64	19,07
	OASA	55,02	16,11	74,69	16,90
	OFAP	62,16	19,42	76,74	18,58
	OFSA	56,18	19,79	77,11	14,74

Variável		Paralisia Cerebral		Típico	
Cocontração	Condição	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Coxa dominante	OAAP	67,56	25,99	51,67	18,29
	OASA	66,80	23,11	55,30	19,63
	OFAP	66,89	24,94	52,33	19,20
	OFSA	66,96	22,51	54,69	19,87
Perna não dominante	OAAP	60,37	17,22	71,46	16,00
	OASA	65,25	20,03	71,72	17,11
	OFAP	58,08	17,44	71,76	15,64
	OFSA	62,33	20,55	72,39	19,21
Perna dominante	OAAP	61,09	25,13	64,24	16,88
	OASA	63,24	22,04	63,75	18,71
	OFAP	61,57	22,42	64,74	16,11
	OFSA	61,07	23,13	61,07	21,01

APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

1. Seu filho está sendo convidado para participar da pesquisa “Uso de informações sensoriais na execução do movimento sentado para de pé em crianças”.
2. a) Seu filho foi selecionado em escolas e creches, ou em instituições de atendimento a crianças com necessidades especiais da cidade de São Carlos e região. Sua participação nesta pesquisa não é obrigatória.

b) O objetivo deste estudo é avaliar o uso de informação sensoriais no comportamento do controle postural durante a execução do movimento sentado para de pé em crianças típicas e com paralisia cerebral para verificar a influência destas informações na execução deste movimento.

c) Sua participação na pesquisa consistirá em ser submetida, na primeira avaliação, a um questionário acerca dos seus dados gestacionais, dados do nascimento de sua filha e da realização ou não de fisioterapia e a uma avaliação física inicial.
3. O método apresentado oferece como principal risco às crianças o de cansarem-se durante a avaliação. Os procedimentos serão indolores e não invasivos, de cunho puramente avaliativo. Os responsáveis pela criança estarão cientes dos procedimentos adotados e poderão participar de todas as fases da pesquisa. Ao autorizar a participação de seu filho neste estudo, você estará ajudando na investigação de novas relações que possam orientar a prática clínica voltada para crianças com paralisia cerebral.
4. Seu (a) filho (a) será submetido a uma avaliação de peso, altura, comprimento de braços e pernas. Serão afixados nele eletrodos não invasivos para verificar seu nível de atividade muscular durante a execução do movimento. Em seguida, ele será colocado em um banco auto-regulável, que permita que esteja sentado com flexão de quadris, joelhos e tornozelos a 90°. Será então requisitado que ele levante-se da cadeira para assumir a postura em pé. Ele deverá executar esta atividade em quatro condições diferentes: sem apoio de membros superiores e com visão; sem apoio de membros superiores e sem visão; com apoio de membros superiores e com visão; com apoio de membros superiores e sem visão.
5. Tenho conhecimento que poderei obter informações a respeito da pesquisa diretamente com o pesquisador.
6. Antes de o estudo ter início e no decorrer da pesquisa, você terá todos os esclarecimentos a respeito dos procedimentos adotados, e o responsável pela pesquisa se prontifica a responder todas as questões sobre o experimento.
7. A sua participação nesse estudo é voluntária. A qualquer momento você pode desistir de participar e retirar seu consentimento. Sua recusa em participar não trará nenhum prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a instituição.
8. As informações obtidas neste estudo são confidenciais e asseguramos o sigilo sobre sua participação. Estas informações não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem a sua autorização oficial e só poderão ser utilizadas para fins estatísticos ou científicos, desde que

fique resguardada a sua privacidade. A divulgação dos dados será feita sem que seja possível a sua identificação e de seu filho.

9. Você não terá despesas ao participar da pesquisa. Também não existe nenhum tipo de seguro de saúde ou de vida em função de sua participação no estudo.

10. Você receberá uma cópia desse consentimento, onde consta o endereço e o telefone do pesquisador principal, em que pode tirar suas dúvidas sobre o projeto e participação de seu filho(a), agora ou a qualquer momento.

Ft. Silvia Letícia Pavão

Endereço: R. Aquidabam, 1080 – Centro, São Carlos - SP

Fone: (14) 81360528

Declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação na pesquisa e concordo em participar.

O pesquisador me informou que o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética de Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar que funciona na Pró-Reitoria de Pesquisa da Universidade de São Carlos, localizada na Rodovia Washington Luís, Km.235-Caixa Postal 676- CEP 13565-905-São Carlos- S.P.- Brasil. Fone: 33518110. Endereço eletrônico: cephumanos@power.ufscar.br

Local e data:

Assinatura do Responsável

APÊNDICE B – PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO FÍSICA INICIAL**Protocolo de Avaliação Inicial**

Nome da criança: _____ Idade: _____

Telefone (s): Residencial: _____ Celular: _____

Grupo: _____ Topografia: _____ GMFCS: _____

Data da Avaliação: _____

Período de Lesão: Pré- Natal – Anterior a 34 semanas de gestação Peri-Natal – Entre o último trimestre de gestação e o segundo mês de vida Pós-Natal – Entre o sexto mês de vida e os 10 anos**Antropometria:**

Altura: _____ Peso: _____ IMC: _____

Comprimento Real membro D: _____ Comprimento Real membro E: _____

Comprimento Coxa D: _____ Comprimento Coxa E: _____

Comprimento Perna D: _____ Comprimento Perna E: _____

Comprimento Pé D: _____ Comprimento Pé E: _____

Largura Pé D: _____ Largura Pé E: _____

Distância entre espinhas ilíacas ântero-superiores: _____

Histórico de Tratamento:

Cirurgias: _____

Fisioterapia/Frequência: _____

ANEXO

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SÃO CARLOS/UFSCAR



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Impacto das informações sensoriais na execução do movimento sentado para de pé em crianças com paralisia cerebral

Pesquisador: Silvia Leticia Pavão

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 17495213.8.0000.5504

Instituição Proponente: Departamento de Medicina

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 370.437

Data da Relatoria: 13/08/2013

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um projeto de pesquisa de pós-graduação, de caráter experimental, que envolve avaliação postural de crianças que possuem o desenvolvimento típico e crianças com paralisia cerebral.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Verificar a influência das informações sensoriais no controle postural durante a execução do movimento Sentado para de pé em crianças típicas e com PC.

Objetivo Secundário:

Verificar o efeito da ausência de visão sobre o controle postural durante a execução do movimento ST-DP em crianças típicas e com PC. Verificar o efeito do apoio dos membros superiores, como informação tátil-proprioceptiva, sobre o controle postural durante a execução do movimento ST-DP em crianças típicas e com PC. Verificar a relação entre a carga depositada no apoio dos membros superiores e as variáveis cinéticas e

eletromiográficas nas condições com e sem visão tanto em crianças típicas quanto nas com PC. Comparar o comportamento do controle postural mediante à utilização de informações somatossensoriais com o comportamento frente à utilização de informações visuais, para verificar

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

CEP: 13.565-905

UF: SP

Município: SAO CARLOS

Telefone: (16)3351-9683

E-mail: cephumanos@ufscar.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SÃO CARLOS/UFSCAR



Continuação do Parecer: 370.437

qual produz maior redução nos níveis de oscilação do CoP durante a execução do movimento ST-DP em crianças típicas com PC.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

O método apresentado oferece como principal risco às crianças o de cansarem-se durante a avaliação. Após realizarem todas as tentativas que envolvem o estudo a criança pode apresentar um leve índice de fadiga, que no entanto, não comprometerá suas funções.

Benefícios:

Ao participar do estudo, as crianças serão beneficiada por uma avaliação de sua condição de equilíbrio. Além disso, estarão contribuindo para o desenvolvimento da área de neurologia infantil, para que novas abordagens terapêuticas possam ser traçadas a fim de proporcionar ganhos no nível de funcionalidade de crianças com paralisia cerebral.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa relevante para a área.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Adequados.

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto aprovado.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

CEP: 13.565-905

UF: SP

Município: SAO CARLOS

Telefone: (16)3351-9683

E-mail: cephumanos@ufscar.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SÃO CARLOS/UFSCAR



Continuação do Parecer: 370.437

SAO CARLOS, 23 de Agosto de 2013

Assinador por:
Maria Isabel Ruiz Beretta
(Coordenador)

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

CEP: 13.565-905

UF: SP

Município: SAO CARLOS

Telefone: (16)3351-9683

E-mail: cephumanos@ufscar.br