

**UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO**

LUCIANA BARCALA

**ESTUDO DAS CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS E ESTRATÉGIAS
DO CONTROLE NEUROMUSCULAR DE ADULTOS JOVENS
COM PARALISIA CEREBRAL DO TIPO DISCINÉTICO
DURANTE ATIVIDADE FUNCIONAL DE MEMBRO SUPERIOR**

**SÃO PAULO
2018**

LUCIANA BARCALA

**ESTUDO DAS CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS E ESTRATÉGIAS
DO CONTROLE NEUROMUSCULAR DE ADULTOS JOVENS
COM PARALISIA CEREBRAL DO TIPO DISCINÉTICO
DURANTE ATIVIDADE FUNCIONAL DE MEMBRO SUPERIOR**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa
de Pós-Graduação em Ciências da
Reabilitação da Universidade Nove de Julho
como parte dos requisitos para obtenção do
título de Doutor em Ciências da Reabilitação

Orientador: Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia Lucareli

Co-orientador: Prof. Dr. Fabiano Politti

SÃO PAULO

2018

FICHA CATALOGRÁFICA

Barcala, Luciana.

Estudo das características biomecânicas e estratégias do controle neuromuscular de adultos jovens com paralisia cerebral do tipo discinético durante atividade de membro superior. / Luciana Barcala. 2018.

102 f.

Tese (Doutorado) – Universidade Nove de Julho - UNINOVE, São Paulo, 2018.

Orientador (a): Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia Lucarelli.

***1. Paralisia cerebral Discinética 2. Membro superior 3. Cinemática
4. Eletromiografia 5. Co-ativação.***

I. Lucarelli, Paulo Roberto Garcia. II. Doutor

São Paulo, 30 de novembro de 2018.

TERMO DE APROVAÇÃO

Aluno(a): Luciana Barcala

Título da Tese: "Estudos das Características Biomecânicas e Estratégias do Controle Neuromuscular de Adultos Jovens com Paralisia Cerebral do Tipo Discinético Durante Atividade Funcional de Membro Superior".

Presidente: PROF. DR. PAULO ROBERTO GARCIA LUCARELI



Membro: PROFA. DRA. FERNANDA ISHIDA CORRÊA



Membro: PROFA. DRA. JULIANA BARBOSA GOULARDINS



Membro: PROF. DR. SILVIO ANTÔNIO GARBELOTTI JUNIOR



Membro: PROFA. DRA. RENATA CALHES FRANCO DE MOURA



DEDICATÓRIA

Ao meu filho Bruno, que todo o período dedicado para esta tese foi de momentos que deixamos de estar juntos. Que todo amor existente entre nós me deu forças pra continuar dia a dia com este objetivo. Meu filho amado, esta tese só foi possível graças a você. Por compreender o meu cansaço e todo esforço dedicado para obter tal conhecimento e titulação. Saiba que valeu a pena cada minuto de minha dedicação. Nestes anos fiz de tudo para aproveitar o máximo sem deixar cada etapa do seu desenvolvimento. Valeu muito a pena tudo isso. Graças a você que se comportou divinamente para que esta minha conquista fosse possível. Por isso, meu filho tão amado, esta minha tese de doutorado dedico integralmente a VOCÊ!

Te Amo Bruno!

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus por me proporcionar diariamente vitalidade para que eu prossiga nesta jornada com muita determinação e amor. Este Universo é maravilhoso e confio demais na trilha que me propõe. Espero cumprir as etapas conforme surgem em meu caminho como venho me propondo com muito esforço e dedicação.

Agradeço imensamente ao meu orientador e amigo Paulo Lucareli, sem você jamais teria sido como foi, você me mostrou o outro lado da pesquisa que jamais pensei em conhecer. Você me fez vivenciar a pesquisa, com você aprendo muito e espero continuar. Você faz com paixão o seu trabalho, por isso, te admiro tanto. Obrigada por toda paciência, disposição, compreensão, conhecimento, inteligência, correções, discussões, orientações e suportar minhas maluquices. Muito obrigada Luca.

Meu co-orientador Politti, quanta paciência com minhas dúvidas, teve que explicar várias vezes a mesma coisa. Te admito demais. Que orgulho de ter você em minha jornada acadêmica. Obrigada por tudo.

Agradeço à minha irmã por tantas horas de conversa e uma paciência que não tem tamanho, cada momento foi essencial para minhas conquistas, nunca me deixou desistir, sempre me incentivando. Irmã você é primordial em minha vida. Só você sabe realmente cada momento e emoção que vivi neste período, como foi difícil, mas estou aqui, momento presente. Passar por tudo isso só foi possível porque você estava e está SEMPRE ao meu lado. Te amo infinitamente.

Minha mãe, como você me salvou. O tempo para este trabalho só foi possível porque você estava lá, suprimindo a minha ausência, me apoiando e claro, me encorajando a cada momento de fraqueza. Não vejo limites em minha vida graças ao seu exemplo de mulher guerreira. Obrigada por cuidar de mim e do Bruno.

Ao meu companheiro Carlos Fonseca por todo apoio e carinho, perdi as contas de quantas mensagens enviou dizendo força linda. Obrigada meu amor por estar ao meu lado e me amar mesmo com esse meu jeitinho. Te amo meu lindo.

Agradeço a esta equipe maravilhosa do NAPAM, cada um contribuiu positivamente nesta etapa, cada discussão, troca de conhecimento, risadas, churrascos, viagens, papo cabeça e cafés, quantos cafés. Em especial, Colella, Cintia, Lets, Nayra e Diogo, vocês acompanharam de perto. Obrigada por cada momento compartilhado. Jamais me esquecerei de vocês.

Obrigada a Uninove por estar presente em minha vida há doze anos, permitindo desenvolver meu trabalho como docente com muito amor, além de proporcionar qualificações como meu mestrado e agora doutorado.

A minha grande amiga Fernanda Lanza, minha musa inspiradora, te amo neguinha.

Ao grande Silvio Garbelotti, meu companheiro de congressos internacionais, obrigada por compartilhar seus conhecimentos e risadas também.

Ao Professor e Diretor de Pesquisa João Carlos Ferrari Correa, por trabalhar assertivamente para o Programa de Pós Graduação, principalmente na área de Ciências da Reabilitação. Também agradeço pela participação em bancas contribuindo para este trabalho.

Aos queridos professores doutores Simone Del Corso, Fernanda Ishida, Renata Calhes e Juliana Goulardins, por participarem da banca examinadora e contribuírem efetivamente nesta pesquisa. Muito obrigada.

E assim, concluo meus agradecimentos sabendo que não citei aqui muitos que participaram desta conquista, portanto, deixo registrado minha imensa gratidão à todos que fazem parte da minha vida.

“Persistirei até vencer!”

Pergaminho 3

Og Mandino

SUMÁRIO

RESUMO	x
ABSTRACT	xii
LISTA DE TABELAS	xiv
LISTA DE FIGURAS	xv
LISTA DE ABREVIATURAS	xvi
1. CONTEXTUALIZAÇÃO	17
2. OBJETIVOS	
2.1 Objetivo Geral.....	22
2.2 Objetivos Específicos.....	22
3. MÉTODOS	
3.1 Artigo 1.....	23
3.2 Artigo 2.....	32
4. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	36
5. RESULTADOS	40
5.1 Artigo 1.....	41
5.2 Artigo 2.....	58
6. CONSIDERAÇÕES FINAIS	74
7. APÊNDICES	
7.1 ESMAC 2016.....	75
7.2 Encontro IC Uninove 2017.....	76
7.3 ESMAC 2018.....	77
7.4 Submissão Artigo 1	79
8. ANEXOS	
8.1 Comitê de Ética em Pesquisa.....	97
8.2 Manual Ability Classification System.....	101
8.3 Ficha de Avaliação Inicial.....	102

RESUMO

Clinicamente, o uso de carga para treino funcional é fundamental para melhorar a estabilidade e controle sobre os movimentos indesejáveis do membro superior. Não há evidências que o uso de cargas interfere na movimentação dos membros superiores e nem qual a quantidade de carga deve ser utilizada para atingir resultados satisfatórios durante a reabilitação. Apesar do uso de carga ser um recurso que proporciona maior funcionalidade, não se sabe quais as modificações neuromusculares que ocorrem nesta intervenção. O desempenho da tarefa de beber foi dividida em três fases: ida, ajuste e retorno. A partir desse questionamento, esta tese foi dividida em dois estudos tendo como objetivos: Estudo 1 – Comparar a atividade eletromiográfica e a amplitude de movimento do membro superior dominante durante a tarefa funcional de beber água com uma caneca, entre pacientes adultos jovens com paralisia cerebral do tipo discinético e adultos jovens saudáveis; Estudo 2 – Analisar e comparar a co-ativação muscular durante a mesma atividade funcional de beber água com uma caneca entre adultos jovens saudáveis (controle) e com paralisia cerebral do tipo discinética e a interferência do uso de cargas na população discinética dessa amostra. A amostra foi composta por 30 adultos jovens de ambos os gêneros, divididos em dois grupos: discinético (GD; n=15) e controle (GC; n=15). O estudo 1 mostrou menor atividade eletromiográfica de deltóide anterior, deltóide posterior e bíceps braquial no GD durante a execução da tarefa em comparação ao GC. De acordo com a análise da interação entre os grupos e as fases, apenas o bíceps braquial apresentou menor atividade muscular durante as fases de ida e ajuste em comparação ao GC. Quanto à amplitude de movimento (ADM), o GD apresentou menor ADM para os movimentos do ombro, cotovelo, antebraço e punho sendo que na interação entre grupos e fases, o GD apresentou menor ADM de flexão e rotação interna de ombro, flexão do cotovelo, pronação do antebraço e desvio ulnar nas fases de ida e menor ADM na extensão e rotação externa de ombro, extensão de cotovelo, supinação de antebraço e desvio radial na fase de retorno. O estudo 2 comparou a co-ativação muscular entre o GD e o GC, sendo que o GD apresentou maior nível de co-ativação muscular de ombro e cotovelo na fase de ida, ombro, cotovelo e punho na fase de ajuste, e cotovelo

na fase de retorno. Também foi verificado no GD que o uso de cargas não interfere na co-ativação ($p>0,05$). Os resultados desta tese contribuem para melhor compreensão dos movimentos funcionais de pacientes com PCD. A interpretação dos resultados pode ser utilizada para guiar a avaliação e o processo de reabilitação, uma vez que componentes importantes do controle motor foram apresentados.

Palavras-chave: paralisia cerebral, discinético, membro superior, cinemática, eletromiografia, co-ativação, carga.

ABSTRACT

The dyskynetic type of cerebral palsy affects 15% to 20% of the patients diagnosed with cerebral palsy. The cerebral palsy is the most common cause of the motor deficiency. The motor impairment generates involuntary and sustained muscles contractions that results in torsion movements, repetitive movements and abnormal posture that consequently promote limitations on the daily life activities. The movement analysis through the kinematic and electromyography together can detect relevant alterations of the neuromuscular system during the functional activity what guides a better treatment in the rehabilitation process, since it has as the main goal the functional independency. Clinically, the use of loads in functional trainings is fundamental to improve stability and control over the undesirable movements of the upper limbs. However, there are no evidences about the effects of the use of loads on the upper limbs movements, nor how much weight is good to be used to reach the satisfactory results during the rehabilitation. Even though the use of loads is a resource that promotes more improvements on the functionality, nothing is known about the neuromuscular modifications that occur during this intervention. The task of drinking was analyzed in three phases: the going, the adjustment and the return. According to this questioning, this thesis was divided in two studies that had two aims: 1) Compare the electromyographic activity and the range of movement of the dominant upper limb during a daily functional activity of drinking water with a mug between young adult patients with dyskynetic cerebral palsy and young healthy adults; 2) Analyse and compare the muscular co-activation during the same daily functional activity of drinking water with a mug in both young healthy adults and young adult patients with dyskynetic cerebral palsy and the interference of the use of the loads on the dyskynetic people of this sample. The sample was composed by 30 young adults of both genders, who were divided in two groups: dyskynetic (GD; n=15) and control (GC; n =15). The study 1 showed a lower electromyographic activity of the anterior deltoid, posterior deltoid and biceps brachii in the GD during the execution of the task in comparison with the GC. According the analyses of the interaction between the groups and the phases, only the biceps brachii showed lower activity during the outward and adjustment phases in comparison with the

GC. In relation of the range of movement (ROM), the GD showed lower ROM for the shoulder, elbow, forearm and wrist movements, where the interaction between groups and phases, the GD showed lower ROM for flexion and internal rotation of shoulder, elbow flexion, forearm pronation and ulnar deviation during the outward phases, and lower ROM for shoulder extension and external rotation, elbow extension, forearm supination and radial deviation during the inward phase. The study 2 compared the muscular co-activation between the GD and GC, while the GD showed higher level of muscles co-activation of shoulder and elbow during the outward phase; shoulder, elbow and wrist in the adjustment phase, and elbow in the inward phase. Also, it was verified in the GD that the loads usage did not interfere in the muscular co-activations ($p>0,05$). The results of this thesis contribute to a better understanding of the functional movements of PCD patients. The interpretation of the results can be utilized to guide the assessment and the process of rehabilitation, since the important components of the motor control were shown.

Keywords: cerebral palsy, dyskinetic, upper extremity, kinematic, electromyography, co-activation, load.

LISTA DE TABELAS

ARTIGO 1

- Tabela 1** – Dados demográficos da amostra com as respectivas médias \pm desvio padrão.....48
- Tabela 2** – Média e desvio padrão do sinal eletromiográfico (% de pico) normalizado calculado para as fases de ida, ajuste e retorno.....49
- Tabela 3** – Média e desvio padrão da amplitude de movimento (graus) para a fase ida, ajuste e retorno.....51

ARTIGO 2

- Tabela 1** – Comparação do índice de co-ativação (média e desvio padrão) entre os grupos durante as fases da tarefa de beber com uma caneca.....67
- Tabela 2** – Análise do índice de co-ativação (média e desvio padrão) no GD com o uso do bracelete de peso nas 5 condições durante as fases da tarefa de beber com uma caneca.....68

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Posicionamento dos marcadores retro-reflexivos para a coleta da cinemática e dos eletrodos para a coleta da eletromiografia. A: Vista Anterior. B: Vista Posterior. C: Vista Lateral.....	26
Figura 2 – Figura ilustrativa do experimento realizado: tarefa funcional de beber com uma caneca em três fases do movimento. A: Fase de Ida; B: Fase de Ajuste; C: Fase de Retorno.....	28
Figura 3 – Reconstrução da imagem tridimensional do ciclo funcional de beber com uma caneca. Marcação dos ciclos de beber com uma caneca.....	29
Figura 4 – Trajetória e limiar de velocidade do marcador do terceiro metacarpo para determinar as três fases da tarefa de beber com uma caneca.....	30
Figura 5 – Ilustração do teste de força máxima com o dinamômetro simulando a tarefa de levar a caneca à boca. A: posicionamento padrão para a realização do teste; B: dispositivo de preensão e o dinamômetro.....	33
Figura 6 – Fluxograma das condições realizadas durante a tarefa de beber com a caneca.....	34
Figura 7 – Ilustração da co-ativação. Ciclo de trajetória em %. Linha Azul. Bíceps Braquial (BB). Linha Vermelha Tríceps Braquial (TB). A área cinza corresponde ao índice de co-ativação de BB e TB (CAI).....	35
 ARTIGO 1	
Figura 1 – Ilustração das fases de Ida, Ajuste e Retorno do ciclo de movimento da função de beber com uma caneca.....	46
 ARTIGO 2	
Figura 1 – Teste de força máxima com o dinamômetro simulando a tarefa de levar a caneca à boca. A: posicionamento padrão para a realização do teste; B: dispositivo de preensão e o dinamômetro.....	62
Figura 2 – Trajetória e limiar de velocidade para determinar as três fases da tarefa de beber com uma caneca.....	63
Figura 3 – Fluxograma das condições realizadas durante a tarefa de beber com a caneca.....	65
Figura 4 – Ilustração da co-ativação. Ciclo de trajetória em %. Linha Azul Bíceps Braquial (BB). Linha Vermelha Tríceps Braquial (TB). A área cinza corresponde ao índice de co-ativação de BB e TB (CAI).....	66

LISTA DE ABREVIATURAS

- 3D:** Tridimensional
- A/D:** Analógica Digital
- AACD:** Associação de Assistência à Criança Deficiente
- ADM:** Amplitude de Movimento
- AVDs:** Atividades de Vida Diária
- BB:** Bíceps Braquial
- CEP:** Comitê de Ética em Pesquisa
- Cm:** Centímetros
- d/B:** decibels
- DA:** Deltóide Anterior
- DP:** Deltóide Posterior
- EMG:** Eletromiografia
- ERC:** Extensor Radial do Carpo
- EP:** Extensores de Punho
- FP:** Flexores de Punho
- FRC:** Flexor Radial do Carpo
- GC:** Grupo Controle
- GMFCS:** Sistema de Classificação da Função Motora Grossa
- GP:** Grupo Discinético
- Hz:** Hertz
- Kg:** Quilogramas
- Kgf:** Kilograma força
- MACS:** Manual Ability Classification System
- Mm/s:** Milímetro por segundo
- Mm:** Milímetro
- NAPAM:** Núcleo de Apoio à Pesquisa em Análise de Movimento
- PC:** Paralisia Cerebral
- PCD:** Paralisia Cerebral Discinética
- SEMG:** Eletromiografia de Superfície
- SENIAM:** Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles
- TB:** Tríceps Braquial
- TCLE:** Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
- UNINOVE:** Universidade Nove de Julho

1. CONTEXTUALIZAÇÃO

Paralisia Cerebral

A paralisia cerebral (PC) é uma classificação de indivíduos com lesões não progressivas do cérebro imaturo, caracterizado por dificuldade de movimento e instabilidade postural¹, sendo a maior causa de prevalência do comprometimento crônico da função motora². É a causa mais comum de deficiência física na primeira infância, com prevalência estimada de 2-3 por 1000 nascidos vivos em países desenvolvidos, tendo aumento desta prevalência em países subdesenvolvidos³⁻⁵.

Pacientes com PC são categorizados de acordo com o distúrbio do movimento, que pode ser espástico, discinético (distonia ou coreoatetose) ou atáxico^{4,5}. O comprometimento funcional depende da combinação do tipo, topografia da disfunção motora e sua severidade^{6,7}. Embora as alterações clínicas não sejam progressivas, os avanços nos cuidados com a saúde desses pacientes devem ser contínuos devido a possibilidade de declínio da função motora durante a vida do indivíduo portador da PC, por isso, a importância de também estudar a população adulta.

O custo de vida médio de um indivíduo com PC somando despesas médicas, não médicas e educação especial é de 1.2 milhões de dólares⁸. As evidências científicas em relação às intervenções com finalidade de manutenção da função física e a mobilidade não são claras, sendo os estudos, na maioria das vezes, classificados com baixa qualidade metodológica⁹, assim como, também acontece com os tratamentos para as alterações do tônus na distonia de adultos com PC¹⁰. Essa condição, deixa uma lacuna na literatura sobre a história natural da doença, qualidade e relação custo-eficácia das intervenções¹¹, sobretudo na população adulto⁹.

Paralisia Cerebral Discinética

A paralisia cerebral do tipo discinética (PCD) ocorre entre 15% a 20% da população total desses pacientes^{13,14} com prevalência de aproximadamente 1 em cada 500 recém-nascidos, e 17 milhões de pessoas afetadas em todo o mundo¹¹. O tipo discinético é menos pesquisado do que a espástica que

apresenta maior incidência, mesmo assim, a PCD é conhecida quanto às consequências da lesão cerebral e as necessidades dos pacientes, tornando assim, necessários mais estudos para investigar a capacidade funcional para contribuir nas estratégias da reabilitação neuromuscular^{12,10,15}.

Os distúrbios motores dos pacientes com PCD são provocados por contrações musculares involuntárias e sustentadas que resultam em movimentos repetitivos de torção e posturas anormais¹³. Pode ser que estes transtornos de movimentos ocorrem pela falta de controle na atividade muscular involuntária causada pela lesão congênita dos núcleos da base, característico de movimentos hiperkinéticos¹⁶.

Alteração da Funcionalidade

O desempenho de tarefas diárias é afetado principalmente em membros superiores, com deficiência nas atividades de prender e soltar objetos, alcance, força de preensão, sensibilidade, velocidade e precisão^{15,17}. A disfunção pode ser manifestada durante o movimento voluntário ou simplesmente por uma ativação involuntária dos músculos em repouso¹⁸.

Acredita-se que ações fisiológicas como co-contração, ativação involuntária dos músculos antagonistas e um transbordamento (overflow) da atividade eletromiográfica de músculos não envolvidos no movimento voluntário, assim como a somatória destas alterações, produzam disfunções dos movimentos durante as tarefas desempenhadas por pacientes com PCD¹⁹.

Cinemática

A análise do movimento por meio do estudo da cinemática se concentra nos membros inferiores e é extremamente extensa na compreensão da locomoção de pacientes com PC¹⁸. No entanto, o estudo da função dos membros superiores pode ser considerado até certo ponto insuficientes pelos estudos científicos, com exceção de estudos pontuais em PC espásticos¹⁷ e hemiparéticos²⁰, ou os que estudam atividades funcionais²¹, aqueles que analisam os movimentos de mais de uma articulação²², assim como a atividade EMG de músculos proximais e distais simultaneamente²³.

Mesmo assim, alguns estudos como o de Artilheiro (2014)²⁴ compararam adultos com PCD com indivíduos saudáveis em uma atividade de levar uma

caneca a boca e retornar, observou-se que o grupo com PCD necessitaram de mais tempo para realizar a tarefa, seus movimentos foram menos suaves e com menor amplitude de movimento de flexão do ombro, flexão de cotovelo e pronação do antebraço, além de maior adução e rotação interna de ombro. Crianças com PCD apresentaram maior variabilidade e incapacidade de filtrar e remover sinais indesejados durante movimentos de alcance quando comparado à crianças de um grupo controle¹⁶. Pacientes com PC do tipo hemiparético espástico também apresentaram movimentos mais lentos durante a atividade de alcance e preensão do membro superior²⁵.

Portanto, a mensuração de variáveis espaço-temporais tem papel fundamental na avaliação de PCD, pois são utilizadas para definir as características e a severidade da distonia nos membros superiores²⁶.

Eletromiografia

A detecção das disfunções presentes em pacientes com PCD são importantes para reconhecer as alterações do sistema neuromuscular, podendo ser feita associando a análise de sinais de eletromiografia aos de cinemática. As informações da atividade muscular e amplitude de movimento podem ser utilizados para guiar o planejamento terapêutico a aumentar a independência funcional das atividades da vida diária (AVD's)²⁷. Sarcher e colaboradores (2015)²⁸ avaliaram por meio de cinemática tridimensional (3D) e eletromiografia de superfície (SEMG) o movimento do cotovelo de crianças com PC tipo hemiparética espástica, mostrando ter uma ativação mais prolongada dos músculos agonistas e antagonistas, menor amplitude do movimento ativo de extensão do cotovelo e que a co-ativação muscular é responsável por até 78% da variância dos movimentos ativos de extensão e supinação.

Co-ativação

A co-ativação muscular é a ativação simultânea de um músculo agonista que causa movimento em uma articulação, e um músculo antagonista que se opõe ao movimento. Fisiologicamente a co-ativação muscular induz a co-contração mecânica de músculos, cujo papel é regular a rigidez articular^{20,29}. Em indivíduos saudáveis, a co-ativação normalmente produz estabilidade da

articulação e precisão do movimento dos membros superiores durante a execução de tarefas que exigem precisão posicional²⁸.

No entanto, o excesso de co-ativação pode prejudicar o desempenho funcional²⁹. Qualquer alteração na capacidade de regulação da co-ativação terá impacto no movimento. Em indivíduos com PC do tipo espástico, já foi observado o excesso de co-ativação devido aos músculos flexores que são espásticos²⁸. No entanto, ainda não está claro o efeito dessa co-ativação excessiva, pois também pode ser para aumentar a estabilidade da articulação em pacientes com fraqueza muscular²⁹.

A reabilitação e o uso de cargas

As intervenções terapêuticas mais utilizadas para o membro superior em crianças com PC são: a terapia de restrição de movimento induzida, realidade virtual, fisioterapia associada à toxina botulínica, tarefas manuais, orientações domiciliares, intervenções terapêuticas em conjunto com cirurgias, fortalecimento muscular, além de treino de escrita à mão, terapia do espelho, treinamento somatossensorial, motivação e estimulação elétrica³¹.

Associado às intervenções, os métodos de fixação distal no membro superior também podem ser utilizados a fim de controlar os movimentos involuntários³². A aplicação de bracelete de peso nos membros superiores durante as atividades terapêuticas funcionais são empregadas com o objetivo de fortalecimento muscular e melhora da coordenação motora³³.

A utilização de peso durante tarefas funcionais pode auxiliar na compreensão e melhor adaptabilidade do sistema motor às interferências ambientais, além de sua aplicabilidade terapêutica. Para a prática clínica é importante saber como o sistema motor se comporta de acordo com o uso e as alterações de cargas dentro das habilidades motoras manuais³⁴. Ainda não há consenso na literatura sobre o efeito real do peso adicional nas habilidades motoras, uma vez que diferentes objetivos, métodos, quantidade de carga e variáveis são utilizados em cada estudo³⁵.

Justificativa

É crescente o número de pesquisas no tipo discinético pelo diferente componente de distúrbio motor, mesmo assim, as pesquisas ainda são

insuficientes¹⁵, principalmente em adultos, por isso, a seleção desta população. Até o momento foi encontrado apenas um estudo que avaliou a tarefa de beber em pacientes adultos com PCD, caracterizando o movimento como menos suave, mais lento e com amplitude de movimento reduzido das articulações do ombro e cotovelo quando comparado à adultos saudáveis.

Este estudo propõe contribuir acrescentando mais informações quanto às características de pacientes com PCD durante uma atividade funcional do membro superior. No entanto, parâmetros que diferem do considerado padrão de normalidade não necessariamente demonstra uma deficiência funcional, mas sim, um comportamento diferente para que ocorra a execução da atividade funcional¹⁶.

Assim, caracterizar as estratégias adotadas para a realização da função motora do membro superior por meio de uma análise comparativa entre adultos jovens com PCD e saudáveis utilizando os dados de atividade eletromiográfica e amplitude de movimento, além de verificar o efeito do uso de cargas sobre a co-ativação durante a tarefa funcional de beber com uma caneca em discinéticos, pode ser importante para o processo de avaliação e intervenção terapêutica desta população.

2. OBJETIVOS

2.1 Geral

Estudar as características biomecânicas e estratégias do controle neuromuscular de adultos jovens com paralisia cerebral do tipo discinético durante atividade funcional de membro superior.

2.2 Específicos

Esta tese foi dividida em dois estudos que teve como objetivos específicos:

Estudo 1 – Caracterizar a função motora dos membros superiores por meio de uma análise comparativa da atividade eletromiográfica e da amplitude de movimento dos membros superiores durante a tarefa de beber com uma caneca de pacientes adultos com PCD com adultos saudáveis.

Estudo 2 – Analisar o nível de co-ativação muscular durante a atividade funcional de beber com uma caneca em adultos jovens com paralisia cerebral do tipo discinética comparado a indivíduos saudáveis, além de averiguar o efeito do uso de cargas durante a função realizada por discinéticos.

3. MÉTODOS

3.1 MÉTODO ARTIGO 1

Pacientes adultos com paralisia cerebral do tipo discinético: um estudo transversal comparando a atividade muscular e a análise dos movimentos de membros superiores durante a função de beber

Tipo de Estudo

Tratam-se de estudos observacionais com desenho metodológico transversal e seguiu as recomendações do STROBE (*Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology*) para reportar estudos observacionais³⁵.

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Nove de Julho (Uninove). Parecer nº 2.080.847 (Anexo I).

Local do Estudo

O estudo foi desenvolvido e executado no Núcleo de Apoio à Pesquisa em Análise do Movimento (NAPAM) da Uninove, localizado na Rua Professora Maria José Barone Fernandes, 300 / 1º andar – Vila Maria, São Paulo-SP.

Amostra

A amostra de conveniência foi composta por 15 indivíduos saudáveis estudantes da Uninove e mais 15 indivíduos adultos jovens com diagnóstico de Paralisia Cerebral do tipo Discinético triados por prontuários na clínica de Fisioterapia da Uninove.

Grupo Discinético

Os critérios de inclusão para o grupo de indivíduos com paralisia cerebral do tipo discinético (GD) foram adultos a partir de 18 anos, de ambos os gêneros, deveriam apresentar disfunção motora em membro superior classificado entre os níveis II ao IV do *Manual Ability Classification System* (MACS) (Anexo II), ter capacidade para entender comandos verbais simples, capacidade de mover voluntariamente os membros superiores durante a tarefa

analisada, e estar de acordo ou seu responsável caso necessário, a participar voluntariamente do estudo.

Foram excluídos os portadores de deformidades articulares dos membros superiores, doenças reumáticas, lesões ortopédicas, ou condições neurológicas que afetam os movimentos, cirurgia de correção do tendão ou alongamento e transposição muscular, intervenção com toxina botulínica nos últimos seis meses, deficiência visual ou auditiva, lesão de pele nos locais de fixação de marcadores e de eletrodos.

Grupo Controle

Para compor o grupo controle (GC) foram convidados verbalmente adultos jovens saudáveis estudantes da Uninove. Este grupo teve os mesmos 15 números de indivíduos recrutados do grupo PCD a fim de parear os grupos quanto ao número da amostra.

Os critérios de exclusão do GC foram: história de procedimentos cirúrgicos no membro superior dominante, doença associada não controlada, doença reumática, lesão ortopédica, doença neurológica, deficiência visual ou auditiva, e lesões de pele nos locais de fixação de marcadores e eletrodos.

Procedimentos

Dados Antropométricos

Todos os indivíduos do GC e do GD foram avaliados pela Ficha de Avaliação Inicial composta de dados pessoais e antropométricos (Anexo III). As mensurações antropométricas foram aplicadas ao protocolo do sistema Vicon® para servir de referência para o modelo biomecânico do membro superior, composto pela aferição bilateral da distância acrômio-ombro, diâmetro do cotovelo, diâmetro de punho, espessura da mão e distância entre as espinhas ilíacas ântero-superiores.

Preparação para a colocação dos marcadores e eletrodos

Todos os voluntários deveriam vestir shorts e os de gênero feminino deveriam utilizar top para permitir a colocação dos marcadores da cinemática e eletrodos da EMG. A pele foi higienizada com algodão e álcool 70% para melhor fixação dos marcadores e eletrodos.

Colocação dos marcadores

Os marcadores são esferas de poliestireno revestidas por uma fita adesiva de esferas microscópicas de vidro sobre uma base de plástico para fixação de fita dupla face e posteriormente na pele do indivíduo. O formato permite que a luz reflita em todas as direções, não importando a posição, uma vez que ela permaneça no campo de visão do conjunto de câmeras, além disso, são leves, não provocando incômodo e nem dificuldade de movimentar-se.

Os marcadores representam as projeções ósseas e foram fixadas em pontos anatômicos pré-definidos (Figura 1): quatro na cabeça, dois no tronco anterior (esterno e manúbrio), no processo espinhoso da vértebra C7, escápula, nas espinhas íliaca ântero superiores, um conjunto de três marcadores (cluster) entre as espinhas póstero anteriores, e mais cinco no membro superior dominante (acrômio, epicôndilo lateral do úmero, processo estilóide do rádio e da ulna, e do terceiro metacarpo)^{24,36,37}.

Colocação dos eletrodos

A posição dos eletrodos adotada para a análise eletromiográfica foi baseada nos critérios de *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) nas regiões do ombro e do cotovelo³⁸, e para a região do punho foi utilizado à referência de Criswell³⁹. Foram colocados seis eletrodos de captação posicionados na direção das fibras musculares de deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), bíceps braquial (BB), tríceps braquial (TB), flexores de punho (FP) e extensores de punho (EP) (Figura 1).

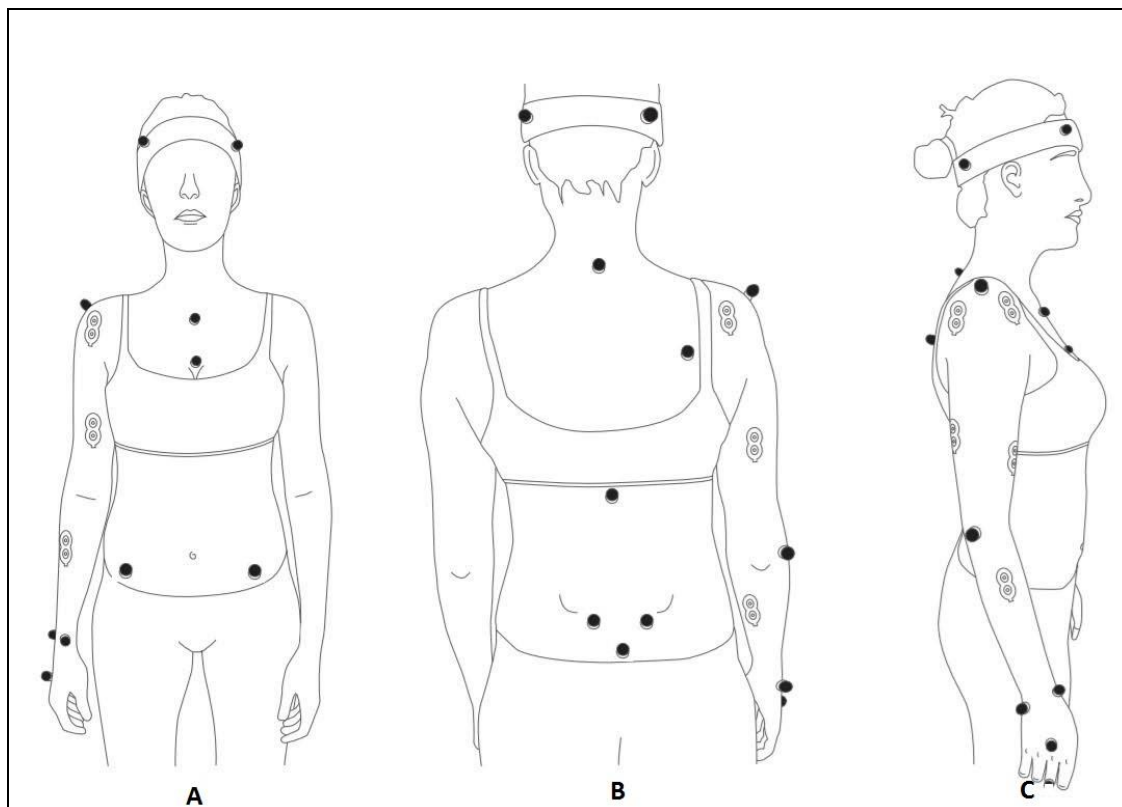


Figura 1 – Posicionamento dos marcadores retro-reflexivos para a coleta da cinemática e dos eletrodos para a coleta da eletromiografia. A: Vista Anterior. B: Vista Posterior. C: Vista Lateral.

A distância inter-eletrodo foi mantida constante (20mm) e a fixação foi reforçada com fita adesiva do tipo *transpore® marca 3M* na pele, além da faixa elástica envolvendo-os para evitar, ao máximo, movimentação do eletrodo sobre a pele.

A Tarefa

Após a colocação dos marcadores e eletrodos nas regiões previamente definidas, os voluntários foram posicionados em sedestação. A cadeira utilizada apresentava regulagem de altura para que cada voluntário permanecesse com os pés apoiados no chão, joelhos e quadris flexionados a 90° e em posição neutra quanto à abdução, adução e rotação interna e externa de quadris. O membro superior dominante que executou a tarefa foi posicionado sobre uma mesa, também de altura ajustável, o ombro foi posicionado neutro, cotovelo a 90° de flexão e antebraço pronado. O membro

superior não dominante foi posicionado ao longo do corpo sem apoiar-se sobre a mesa.

Uma caneca com alça para a preensão de formato cilíndrica de 10,7 centímetros (cm) de altura e oito cm de diâmetro, com peso de 0,350 quilogramas (kg) para simular a presença de líquido, foi colocada na linha média do corpo a 75% da extensão passiva máxima do cotovelo. Uma mesa foi posicionada a frente dos voluntários com uma marca em forma de “X” para a colocação da caneca^{25,41}.

A posição inicial do movimento foi determinada com a posição de flexão de ombro ao alcance da caneca posicionada à mesa, cotovelo em flexão, o antebraço em posição neutra em relação a prono-supinação e a mão fixa na alça da caneca. O membro superior não dominante foi posicionado ao longo do corpo.

Para os indivíduos do GD o tronco foi estabilizado com duas faixas de velcro® posicionadas na região anterior de ombros, pois a instabilidade deste pode influenciar a velocidade, trajetória e acuidade do movimento do membro superior⁴¹.

Após posicionamento adequado, o voluntário foi instruído quanto à execução da tarefa que foi de transportar a caneca à boca (fase de ida), simular a tarefa de beber água (fase de ajuste) e retornar a caneca à posição inicial (fase de retorno) (Figura 2). Seis movimentos consecutivos foram realizados em velocidade confortável, sem que o paciente soltasse a caneca no intervalo de cada repetição, sendo realizada seis repetições. Na instrução da tarefa o voluntário poderia realizar uma tentativa prévia como forma de treino.

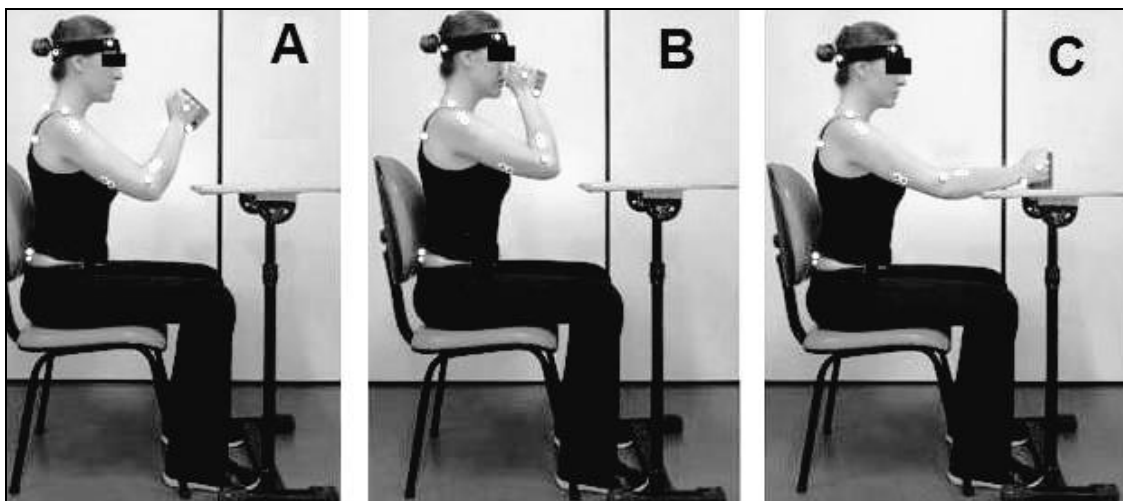


Figura 2 – Figura ilustrativa do experimento realizado: tarefa funcional de beber com uma caneca dividida em três fases do movimento. A: Fase de Ida; B: Fase de Ajuste; C: Fase de Retorno.

3.1.4 AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DOS DADOS

Cinemática

O equipamento de cinemática é um sistema de visão composto por câmeras, que trabalha como um receptor, com espectro de resposta sensível ao infravermelho e pelo emissor de infravermelho que circunda a lente de cada câmera. Dessa maneira emissor e receptor cobrem sempre a mesma área.

Os dados cinemáticos foram capturados por oito câmeras de Vicon® Bonita 10 (*Oxford Metrics Group, Oxford, UK*) com frequência de captura de 120 Hz, empregando quatro componentes: emissor, meio, refletor e receptor. A reconstrução e o processamento foram feitos pelo programa Vicon Nexus® 2.5. Cada câmera verifica vários pontos no espaço, supervisionando uma área pré-determinada, sendo que foram necessárias três câmeras para a obtenção de imagens 3D com a posição de cada marcador no espaço. O uso de oito câmeras garante a captação em situações onde uma câmera possa obstruir a captação de imagem de uma outra câmera.

Todas as câmeras foram conectadas a um computador para o tratamento do sinal de vídeo e EMG, Vicon Lock® que possui as funções quanto ao circuito de temporização/controla e circuito de interface para sincronizar as câmeras e o EMG.

Uma vez na memória de vídeo, os dados foram transferidos para um segundo computador que contém o software próprio, Nexus® 2.5 que foi utilizado para processamento e reconstrução da imagem 3D dos marcadores através de um modelo biomecânico modificado de Rab (2002)³⁷ e utilizado em PCD²⁴. A marcação do ciclo funcional de beber com uma caneca foi dividida nas três fases conforme mostra a Figura 3. Cada ponto refere-se a posição dos marcadores.

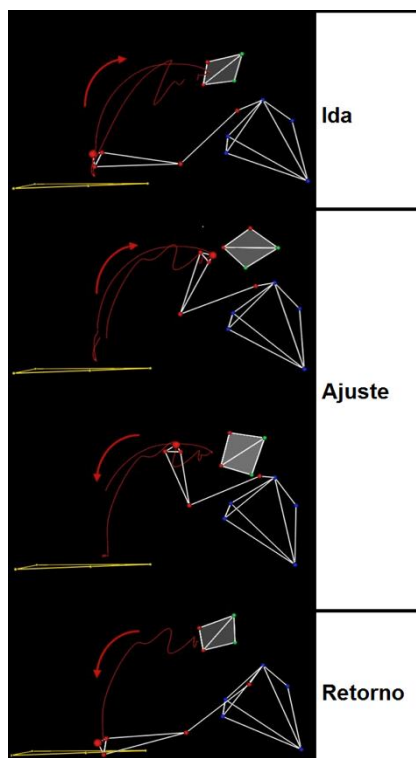


Figura 3 – Reconstrução da imagem tridimensional do ciclo funcional de beber com uma caneca. Marcação dos três ciclos de beber com uma caneca.

Os dados foram filtrados por um filtro Butterworth 8Hz de quarta ordem e atraso de fase zero^{24,37}.

A trajetória e o limiar de velocidade do marcador posicionado no metacarpo do terceiro dedo foram utilizados para determinar as fases da tarefa. O início das fases de ida e de retorno foi definido no instante exato do tempo em que a velocidade do marcador do dedo excedeu 50 mm/s. O fim das fases de ida e da fase de retorno foi definido no instante em que a velocidade for inferior a 50 mm/s (Figura 4).

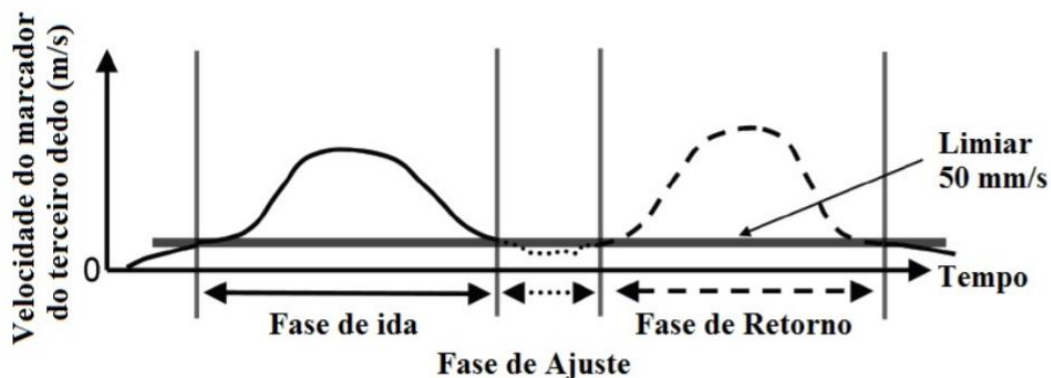


Figura 4 – Trajetória e limiar de velocidade do marcador do terceiro metacarpo para determinar as três fases da tarefa de beber com uma caneca.

A atividade foi composta por seis repetições, em que a primeira repetição foi excluída a fim de eliminar movimentos de ajustes causados pela adaptação da tarefa, sendo calculada a média das cinco repetições dentro de cada condição.

Foram analisadas as seguintes variáveis cinemáticas quanto a amplitude de movimento durante a fase de ida, fase de ajuste e fase de volta, sendo flexão e extensão, adução e abdução e rotação interna e externa de ombro; flexão e extensão do cotovelo; pronação e supinação do antebraço; flexão e extensão e desvio ulnar e radial do punho.

Eletromiografia

O sinal de seis fibras musculares do membro superior dominante de cada voluntário foi mensurado: deltóide anterior, deltóide posterior, tríceps braquial, bíceps braquial³⁸ e nos grupos extensores e flexores de punho³⁹.

A aquisição dos dados de eletromiografia de superfície foi feito pelo EMG System do Brasil Ltda® modelo EMG800RF, por um sistema sem fio de oito canais, conversor analógico digital (A/D) de 16 bits, modo de rejeição comum de 100 decibels (d/B), filtro passa banda 10-500 Hz, pré amplificação de 1000 x e frequência de amostragem de 1920 Hz por canal para sincronizar com a cinemática, eletrodos ativos bipolares de superfície com transmissão de dados via wireless sincronizado por meio do sistema Vicon Lock® com a análise cinemática. Todos os dados da EMG foram retificados por envelope linear e o filtro Butterworth de 4ª ordem.

Eletrodos de superfície duplo, autoadesivos, descartáveis da marca Double Trace Bipolar (Shanghai Litu Medical Appliances Co., Ltd. China), com dimensões de 44mm de comprimento, 21mm de largura e 20mm de centro a centro.

Análise Estatística

O teste de Shapiro-Wilk foi usado para determinar a distribuição dos dados. O two-way Anova foi usado para comparações entre grupos e movimentos. Análise post hoc, usando a correção de Bonferroni e o teste t para comparações de pares múltiplos, mantendo um nível alfa de 0,05 para análise de significância. Para análise estatística foi utilizado o *software* SPSS (*Statistical Package for Social Science*) versão 24.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

3.2 MÉTODO ARTIGO 2

Co-ativação muscular e a interferência de carga na co-ativação da atividade funcional de membro superior de adultos jovens saudáveis e com paralisia cerebral do tipo discinética

Tipo de estudo, local de estudo, amostra, dados antropométricos, procedimento de preparação e a colocação dos eletrodos, aquisição e processamento dos dados eletromiográficos foram os mesmo do Paper 1. As fases da tarefa foram determinadas como no Paper 1, porém no Paper 2 foi acrescentado cargas durante a realização da tarefa.

Para determinar a carga utilizada durante a tarefa todos os participantes do estudo foram submetidos à mensuração da força máxima por meio do dinamômetro de mola da marca *Crown AT-20* com capacidade máxima de 20 kgf. O voluntário permaneceu sentado em uma cadeira com apoio posterior de tronco e alinhamento de quadris, joelhos e tornozelos a 90°. O membro superior não-dominante permaneceu ao longo do corpo, em repouso, enquanto o membro superior dominante realizava o teste (Figura 5A). O dispositivo acoplado ao dinamômetro foi adaptado para ter o máximo de semelhança com a preensão da tarefa realizada no estudo (Figura 5B). O cotovelo teve angulação padronizada em 45 graus \pm 10 graus, a fim de estabelecer posição semelhante entre os indivíduos avaliados e padronizar a relação comprimento-tensão dos músculos. Mediante incentivo do pesquisador, o voluntário puxou o dispositivo a partir da posição inicial até a boca e realizou contração isométrica por 5 segundos. Uma câmera de vídeo (webcam) marca Microsoft® acoplada a um notebook captou as imagens durante o teste de força para garantir o tempo real da angulação necessária durante a realização do teste. Por meio do software SuperVideoCap versão freeware, foi possível inserir, como uma “marca d’água”, uma figura produzida no software MathCad®, a projeção do ângulo necessário para a padronização da prova, assim, identificar a quantidade de carga máxima atingida⁴¹.

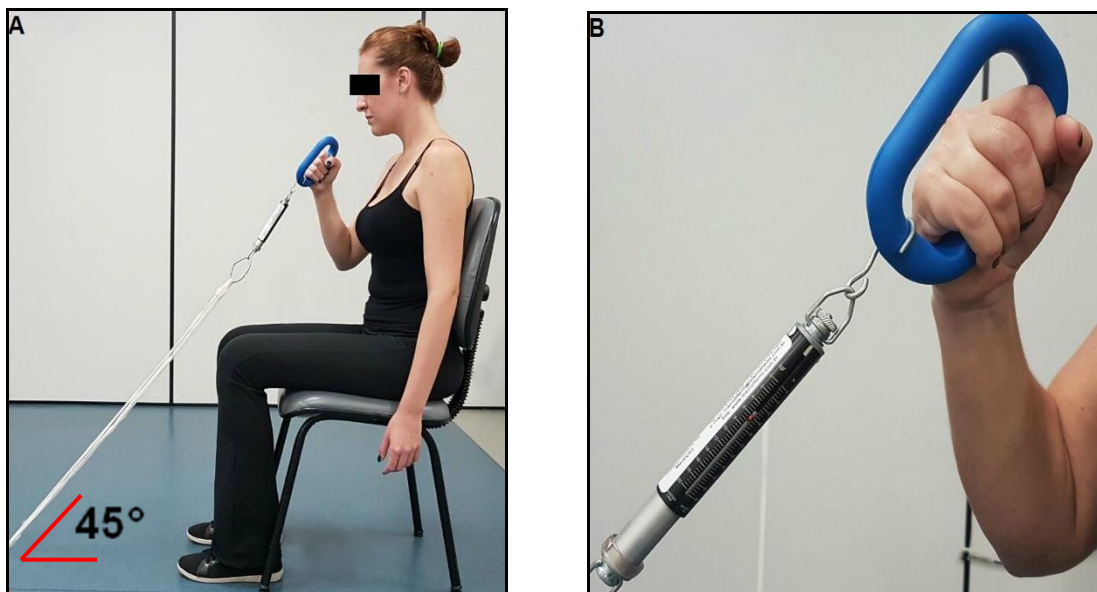


Figura 5 – Ilustração do teste de força máxima com o dinamômetro simulando a tarefa de levar a caneca à boca. Figura A: posicionamento padrão para a realização do teste; Figura B: dispositivo de preensão e o dinamômetro. Fonte da imagem: arquivo pessoal.

Após a avaliação da força máxima foram calculadas as porcentagens de carga a serem utilizadas durante a tarefa proporcional à 10%, 20% e 30% da força máxima mensurada.

Ao término da avaliação de força, foi iniciado o procedimento de colocação dos marcadores e eletrodos para a aquisição dos dados cinemáticos e eletromiográficos.

Os voluntários foram submetidos à cinco situações de execução da tarefa. A primeira e a última condição foram realizadas sem carga, somente com o peso da caneca. Nas condições intermediárias foram impostas as cargas de 10%, 20% e 30% da força máxima do voluntário. A sequência destas foi estabelecida por meio de randomização com envelopes opacos e selados contendo as condições de cargas a serem sorteadas por outro avaliador. A última condição foi padronizada sem carga com intuito de verificar o efeito da carga no movimento requerido, estabelecendo assim as cinco condições (Figura 6).

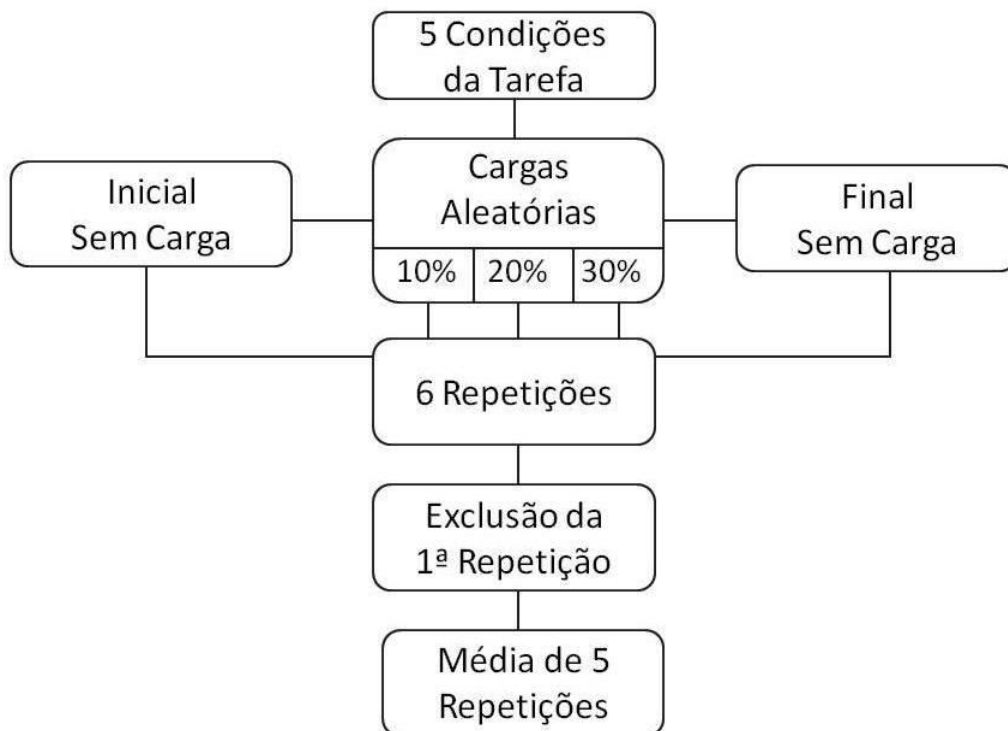


Figura 6 - Fluxograma das condições realizadas durante a tarefa de beber com a caneca.

Coleta e processamento de dados eletromiográficos

A coleta e processamento de dados eletromiográficos foram de acordo com o método do artigo 1 (páginas 23 a 31).

As variáveis analisadas foram por meio do índice de co-ativação durante o desempenho da tarefa dividida nas três fases (ida, ajuste e retorno) tanto no grupo discinético quanto no grupo controle, foram coletados pela porcentagem do valor máximo da atividade eletromiográfica.

Índice de Co-ativação

O índice de co-ativação (CAI) foi calculado para cada par de músculos agonista e antagonista, sendo: DA/DP, BB/TB e FUC/ERC. Este valor calculado é captado por meio da curva máxima da atividade eletromiográfica do agonista e do antagonista. A área de integração é a sobreposição destes dois músculos onde são ativados ao mesmo tempo. Esta área de sobreposição que define o CAI^{14,21,15}. A Figura 7 ilustra a área de co-ativação muscular para o BB/TB de um paciente.

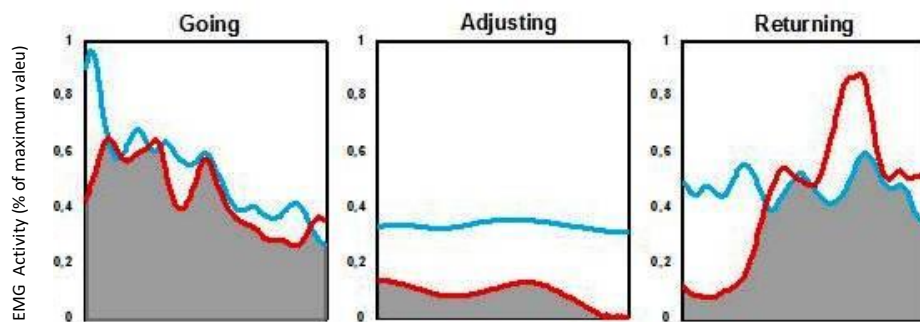


Figura 7 – Ilustração da co-ativação. Ciclo de trajetória em %. Linha Azul Bíceps Braquial (BB). Linha Vermelha Tríceps Braquial (TB). A área cinza corresponde ao índice de co-ativação de BB e TB (CAI).

Análise Estatística

Para verificar a distribuição dos dados, as variáveis entre os grupos foram analisadas pelo teste de Shapiro-Wilk. O teste de suposição de esfericidade de Mauchly completado pelo teste de Greenhouse-Geisser foi aplicado para ajustar os graus de liberdade nos testes de significância associado ao teste de ANOVA com medidas repetidas. Para comparar as cinco condições de cargas não pareadas foi feito o teste de análise de variância (ANOVA). A fim de verificar se as amostras comparadas tiveram as mesmas variâncias foi aplicado o teste de Levene.

Para avaliar a influência das cargas foi usado a ANOVA com medidas repetidas e quando houve diferença. O teste Post-Hoc LSD (Least Square Difference) identificou quais as cargas se diferenciaram.

O teste t de Student Independente foi utilizado para testar o efeito das cargas entre os grupos de maneira não pareada (GD e GC) e com escala numérica intervalar.

As análises estatísticas foram realizadas pelo software SPSS (Statistical Package for Social Science) versão 24.0 e adotado um nível alfa de 0,05 para significância.

4. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Lawrence H, Hills S, Kline N, Weems K, Doty A. Effectiveness of Exercise on Functional Mobility in Adults with Cerebral Palsy: A Systematic Review. *Physiother Can.* 2016;68(4):398-407.
2. Owen T, Adegboye D, Gimeno H, Selway R, Lin JP. Stable cognitive functioning with improved perceptual reasoning in children with dyskinetic cerebral palsy and other secondary dystonias after deep brain stimulation. *Eur J Paediatr Neurol.* 2017;21(1):193-201.
3. Gincota Bufteac E, Andersen GL, Torstein V, Jahnsen R. Cerebral palsy in Moldova: subtypes, severity and associated impairments. *BMC Pediatr.* 2018;18(1):332. 7
4. Sellier E, Platt MJ, Andersen GL, Krägeloh-Mann I, De La Cruz J, Cans C. Decreasing prevalence in cerebral palsy: a multi-site European population-based study, 1980 to 2003. *Dev Med Child Neurol* 2016; 58:85–92
5. Monbaliu E, De Cock P, Ortibus E, Heyrman L, Klingels K, Feys H. Clinical patterns of dystonia and choreoathetosis in participants with dyskinetic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2016;58:138-44.
6. O'Shea TM. Diagnosis, treatment, and prevention of cerebral palsy. *Clin Obstet Gynecol.* 2008;51(4):816-828.
7. Owen T, et al. Stable cognitive functioning with improved perceptual reasoning in children with dyskinetic cerebral palsy and other secondary dystonias after deep brain stimulation. *Eur J Paediatr Neurol* 2017;21(1): 193-201.
8. Tonmukayakul U, Shih STF, Bourke-Taylor H, Imms C, Reddihough D, Cox L, Carter R. Systematic review of the economic impact of cerebral palsy. *Res Dev Disabil.* 2018;80:93-101.
9. National Institute for Health and Care Excellence (NICE). Interventions that improve function and participation: physical function. *NICE guidance in development.* Accessed 2th August 2018 (<https://www.nice.org.uk/guidance/GID-NG10031/documents/evidence-review-11>).
10. National Institute for Health and Care Excellence (NICE) Management of abnormal muscle tone: treatments to reduce dystonia. *NICE guidance in*

development. Accessed 2th August 2018 (<https://www.nice.org.uk/guidance/GID-NG10031/documents/evidence-review-3>).

11. Shih STF, et al. Economic evaluation and cost of interventions for cerebral palsy: a systematic review. *Dev Med Child Neurol* 2018; 1-16.
12. Marceniuk G. Economic evaluations of interventions for people with cerebral palsy: implications for future research. *Dev Med Child Neurol*. 2018; 60 (6): 532.
13. Aravamuthan BR, Waugh JL. Localization of Basal Ganglia and Thalamic Damage in Dyskinetic Cerebral Palsy. *Pediatr Neurol*. 2016;54:11-21.
14. Vidailhet M, Yelnik J, Lagrange C, et al. Bilateral pallidal deep brain stimulation for the treatment of patients with dystonia-choreoathetosis cerebral palsy: a prospective pilot study. *Lancet Neurol*. 2009;8(8):709-717.
15. Himmelmann K. The quest for patterns in dyskinetic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2016;58(2):112.
16. Sanger TD. Arm trajectories in dyskinetic cerebral palsy have increased random variability. *J Child Neurol*. 2006;21(7):551-557.
17. Arner M, Eliasson AC, Nicklasson S, Sommerstein K, Hägglund G. Hand function in cerebral palsy. Report of 367 children in a population-based longitudinal health care program. *J Hand Surg Am*. 2008;33(8):1337-1347.
18. Gross R, et al. The influence of gait speed on co-activation in unilateral spastic cerebral palsy children. *Clinical Biomechanics* 2013; 28(3): 312–317.
19. Malfait N, Sanger TD. Does dystonia always include co-contraction? A study of unconstrained reaching in children with primary and secondary dystonia. *Exp Brain Res*. 2007;176(2):206-216.
20. De Bruin M, et al. Biceps brachii can add to performance of tasks requiring supination in cerebral palsy patients. *J Electromyogr Kinesiol* 2013; 23(2): 516-21.
21. Coluccini M, et al. Kinematic characterization of functional reach to grasp in normal and in motor disabled children. *Gait & Posture* 2007; 25(4): 493-501.
22. Feltham M G, et al. Assessment of neuromuscular activation of the upper limbs in children with spastic hemiparetic cerebral palsy during a dynamical task. *J Electromyogr Kinesiol* 2010; 20(3): 448-56.

23. Lunardini F, Increased task-uncorrelated muscle activity in childhood dystonia. *J Neuroeng Rehabil* 2015; 12: 52.
24. Artilheiro MC, Corrêa JC, Cimolin V, et al. Three-dimensional analysis of performance of an upper limb functional task among adults with dyskinetic cerebral palsy. *Gait Posture*. 2014;39(3):875-881.
25. Butler EE, Ladd AL, Lamont LE, Rose J. Temporal-spatial parameters of the upper limb during a Reach & Grasp Cycle for children. *Gait Posture*. 2010;32(3):301-306.
26. Bertuccio M, Sanger TD. Current and emerging strategies for treatment of childhood dystonia. *J Hand Ther*. 2015;28(2):185-193; quiz 194.
27. Shierk A, Lake A, Haas T. Review of Therapeutic Interventions for the Upper Limb Classified by Manual Ability in Children with Cerebral Palsy. *Semin Plast Surg*. 2016;30(1):14-23.
28. Sarcher A, Raison M, Ballaz L, et al. Impact of muscle activation on ranges of motion during active elbow movement in children with spastic hemiplegic cerebral palsy. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2015;30(1):86-94.
29. Mari S, Serrao M, Casali C, et al. Lower Limb Antagonist Muscle Co-Activation and its Relationship with Gait Parameters in Cerebellar Ataxia. *Cerebellum*. 2014;13:226-236.
30. Shierk A, Lake A, Haas T. Review of Therapeutic Interventions for the Upper Limb Classified by Manual Ability in Children with Cerebral Palsy. *Semin Plast Surg*. 2016;30(1):14-23.
31. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*. Fourth Edition ed2010.
32. Lucareli PRG, Artilheiro MC, I C, LM M, S G, Correa JCF. Analysis of the temporal-spatial parameters of the upper limbs with use of load bracelet. Vol 97. Amsterdã: World Physical Therapy; 2011:S230.
33. Toledo AM, Soares DA, Tudella E. Additional weight influences the reaching behavior of low-risk preterm infants. *J Mot Behav*. 2012;44(3):203-212.
34. Soares A, Toledo M, Carvalho P, Tudella E. Effect of weight load added to wrists on manual non-exploratory and exploratory behaviors in infants. *Percept Mot Skills*. 2013;117(2):651-663.

35. Malta M, Cardoso LO, Bastos FI, Magnanini MM, Silva CM. STROBE initiative: guidelines on reporting observational studies. *Rev Saude Publica*. 2010;44(3):559-565.
36. Petuskey K, Bagley A, Abdala E, James MA, Rab G. Upper extremity kinematics during functional activities: three-dimensional studies in a normal pediatric population. *Gait Posture*. 2007;25(4):573-579.
37. Rab G, Petuskey K, Bagley A. A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait Posture*. 2002;15(2):113-119.
38. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10(5):361-374.
39. Cram's E. *Introduction to Surface Electromyography*. Boston, MA: Jones and Bartlett Publishers; 2011.
40. Butler EE, Ladd AL, Louie SA, Lamont LE, Wong W, Rose J. Three-dimensional kinematics of the upper limb during a Reach and Grasp Cycle for children. *Gait Posture*. 2010;32(1):72-77.
41. Artilheiro MC. *Análise tridimensional do movimento de membros superiores com uso de pulseira de peso em adultos jovens saudáveis e com Paralisia Cerebral do tipo discinético*. Dissertação de Mestrado. São Paulo - Brasil: Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Universidade Nove de Julho; 2011.

5. RESULTADOS

Os resultados da presente Tese serão apresentados no formato de artigos. O artigo I intitulado como “Pacientes adultos com paralisia cerebral do tipo discinético: um estudo transversal comparando a atividade muscular e a análise dos movimentos dos membros superiores durante a função de beber” foi submetido no periódico *Acta Neurologica Scandinavica* e o artigo II, intitulado “Co-ativação muscular e a interferência da carga na atividade funcional de membro superior de adultos jovens saudáveis e com paralisia cerebral do tipo discinética” está em processo de submissão no periódico *Developmental Medicine & Child Neurology*.

5.1. RESULTADO ARTIGO 1

Título

Pacientes adultos com paralisia cerebral do tipo discinético: um estudo transversal comparando a atividade muscular e a análise dos movimentos dos membros superiores durante a função de beber

Submetido ao periódico Acta Neurologica Scandinavica em 18/10/2018 (Apêndice 4).

Resumo

Objetivo: O objetivo deste estudo foi caracterizar a função motora dos membros superiores por meio de uma análise comparativa da atividade eletromiográfica e dos movimentos dos membros superiores durante a tarefa de beber de pacientes adultos com paralisia cerebral do tipo discinético (PCD) com adultos saudáveis. **Método:** Participaram do estudo quinze indivíduos saudáveis formando o grupo controle e quinze indivíduos com PCD para o grupo discinético. A função do membro superior foi analisada durante o ato de beber e consistiu em uma tarefa dividida em três fases: a de ida, o ajuste e o retorno. **Resultados:** A análise eletromiográfica apresentou uma menor atividade muscular das fibras de deltóide anterior, deltóide posterior e bíceps braquial no GD. Ao comparar as interações entre os grupos e as fases, apenas o bíceps braquial teve menor atividade muscular durante as fases de ida e de ajuste. O GD apresentou menor amplitude de movimento (ADM) para os movimentos do ombro, cotovelo, antebraço e punho. A interação entre os grupos e as fases mostrou menor ADM para a flexão e rotação interna do ombro, flexão do cotovelo, pronação de antebraço e desvio ulnar na fase de retorno em relação ao GC. **Interpretação:** Os resultados podem contribuir positivamente para a quantificação do nível de comprometimento motor e podem ser utilizados como referência para o desenvolvimento de intervenções terapêuticas em pacientes com DCP.

Palavras-chave: paralisia cerebral, discinético, membro superior, cinemática, eletromiografia.

Introdução

A paralisia cerebral (PC) é um termo usado para classificar indivíduos com lesões não progressivas do cérebro imaturo, caracterizado por dificuldade de movimento e instabilidade postural¹, sendo a causa de maior prevalência de comprometimento crônico da função motora². Pacientes com PC são categorizados de acordo com o distúrbio do movimento, que pode ser espástico, discinético (distonia ou coreoatetose) ou atáxico. O comprometimento funcional é variado e depende da combinação do tipo, topografia da disfunção motora e sua severidade². Embora as alterações clínicas não sejam progressivas, os avanços nos cuidados com a saúde desses pacientes devem ser contínuos devido a possibilidade de declínio da função motora durante a vida do indivíduo portador da PC.

O custo de vida médio de um indivíduo com PC somando despesas médicas, não médicas e educação especial é de 1.2 milhões de dólares³. A evidência científica em relação às intervenções com finalidade de manutenção da função física e a mobilidade, não é clara, sendo os estudos, na maioria das vezes, classificados com baixa qualidade metodológica⁴ assim como, também acontece com os tratamentos para as alterações do tônus na distonia de adultos com PC⁵. Essa condição, deixa uma lacuna na literatura sobre a história natural da doença, qualidade e relação custo-eficácia das intervenções⁷, sobretudo na população adulta⁷.

Por apresentar maior incidência, a PC do tipo espástica é a mais estudada⁸, porém, a PC do tipo discinética (PCD) ocorre entre 15% a 20%⁹ da população total desses pacientes com prevalência de aproximadamente 1 em cada 500 recém-nascidos, e 17 milhões de pessoas afetadas em todo o mundo⁶. A PCD é menos pesquisada e conhecida quanto às consequências da lesão cerebral e as necessidades dos pacientes, tornando necessário mais estudos para investigar a capacidade funcional da PCD^{5,10}.

Os distúrbios motores dos pacientes com PCD permanecem na fase adulta e são provocados por contrações musculares involuntárias e sustentadas que resultam em movimentos repetitivos de torção e posturas anormais⁹. Acredita-se que estes transtornos de movimentos ocorrem pela falta de controle na atividade muscular involuntária causada pela lesão congênita dos núcleos da base, característico de movimentos hipercinéticos¹¹. O

desempenho de tarefas diárias é afetado principalmente em membros superiores, com deficiência nas atividades de prender e soltar objetos, alcance, força de preensão, sensibilidade, velocidade e precisão¹².

Acredita-se que ações fisiológicas como co-contração, ativação involuntária dos músculos antagonistas e um *overflow* da atividade eletromiográfica (EMG) de músculos não envolvidos no movimento voluntário, assim como a somatória destas alterações, produzam disfunções dos movimentos durante as tarefas desempenhadas por pacientes com PCD¹³.

A análise do movimento por meio do estudo da cinemática se concentra nos membros inferiores e é extremamente extensa na compreensão da locomoção de pacientes com PC¹⁴. No entanto, o estudo da função dos membros superiores pode ser considerado até certo ponto negligenciado pelos estudos científicos, com exceção de estudos pontuais em PC espásticos¹² e hemiparéticos¹⁵, os que estudam atividades funcionais¹⁶, aqueles que analisam os movimentos de mais de uma articulação¹⁷, assim como a atividade EMG de músculos proximais e distais simultaneamente¹⁸.

Até o momento foi encontrado apenas um estudo que avaliou a tarefa de beber em pacientes adultos com PCD, caracterizando-o como menos suave, mais lento e com amplitude de movimento reduzidas das articulações do ombro e cotovelo quando comparado à adultos saudáveis¹⁹.

Portanto, este estudo teve como objetivo caracterizar a função motora dos membros superiores por meio de uma análise comparativa da atividade eletromiográfica e dos movimentos dos membros superiores durante a tarefa de beber de pacientes adultos com PCD com adultos saudáveis. Nossa hipótese é de que os pacientes com PCD apresentam maior atividade muscular nos músculos antagonistas aos movimentos e menor ADM para desempenhar a tarefa no membro superior comparado à adultos saudáveis.

Método

Trata-se de um estudo transversal realizado no Núcleo de Apoio à Pesquisa em Análise do Movimento (NAPAM) da Universidade Nove de Julho (Uninove) em São Paulo, Brasil. Quinze indivíduos adultos com paralisia cerebral do tipo discinético foram incluídos no grupo discinético (GD) tendo capacidade de compreender comandos verbais simples e mover

voluntariamente o membro superior na tarefa proposta, porém, devendo apresentar algum tipo de disfunção motora e classificado entre os níveis II a IV do MACS (Sistema de Classificação da Habilidade Manual)²⁰. Foram excluídos do GD, os pacientes com deformidades articulares dos membros superiores, doenças reumáticas, lesões ortopédicas, deficiência visual, deficiência auditiva, cirurgia de correção do tendão, alongamento e transposição muscular, intervenção com toxina botulínica nos últimos seis meses, lesão de pele que comprometesse a colocação de marcadores e de eletrodos. Para o grupo controle (GC) 15 adultos da mesma média de idade foram selecionados, sendo excluídos os indivíduos com doença associada não controlada, doença reumática, doença neurológica, lesão ortopédica, deficiência visual e deficiência auditiva, cirurgias no membro superior dominante e lesão de pele comprometendo a colocação dos marcadores e eletrodos.

Equipamentos

Os dados cinemáticos foram capturados por oito câmeras de infravermelho Vicon® (Oxford Metrics Group, Oxford, UK) com frequência de captura de 120 Hz. Os sinais eletromiográficos de superfície (EMG) foram obtidos por um sistema de aquisição com 8 canais, com dados transmitidos por telemetria (ganho de amplificador: 1000x, razão de modo de rejeição comum de 110 dB, filtro passa banda de 20 a 500 Hz, conversor analógico-digital de 16 bits), com uma frequência de amostragem de 1920 Hz e sincronizada com os dados cinemáticos.

Procedimentos

Todos participantes do estudo foram avaliados por uma ficha de avaliação inicial composta de dados pessoais e antropométricos. Em seguida, foram colocados os marcadores retroflexivos na região de cabeça, tronco e membro superior de acordo com o modelo descrito por Artilheiro¹⁹ e os eletrodos de EMG com base nos critérios de SENIAM²¹ nas regiões do ombro e do cotovelo e para a região de punho foram usados os critérios descritos por Criswell²².

A atividade muscular foi detectada com eletrodos de superfície Ag / AgCl descartáveis, autoadesivos, bipolares, diferenciais, medindo 1 cm de diâmetro

(Medi-Trace, Kendall Healthcare), com distância intereletrodos centro-a-centro de 2 cm. Eletrodos de superfície foram posicionados no deltoide anterior (DA), deltoide posterior (DP), bíceps braquial (cabeça longa) (BB), tríceps braquial (cabeça lateral) (TB) extensores radial do carpo (ECR) e flexor radial do carpo^{21,22}.

Para a realização da tarefa os voluntários foram posicionados sentados em uma cadeira com altura ajustável para alinhamento de membros inferiores a 90°. A mesa com altura ajustável na linha de 90° de flexão do cotovelo foi colocada à frente do voluntário com uma marca em “X” no centro para a colocação da caneca, posicionada na linha média do corpo e a 75% da extensão passiva máxima do cotovelo. A caneca de formato cilíndrica de 10,7 cm de altura, oito cm de diâmetro e com peso de 0,350 quilogramas que representa 50% do volume de líquido na caneca. O membro superior dominante que executou a tarefa foi posicionado em cima da mesa com preensão na caneca e o membro superior não dominante ao longo do corpo. Nos indivíduos do GD, o tronco foi estabilizado com duas faixas de Velcro na região de tronco superior para que não influenciasse na atividade do membro superior. Por esta razão os dados de movimento da cabeça e tronco não foram analisados.

Com posicionamento adequado, o voluntário foi instruído quanto à execução da tarefa de levar a caneca à boca, beber e retornar à mesa. A atividade foi realizada consecutivamente seis vezes em velocidade confortável sem soltar a caneca entre os intervalos. Uma tentativa antes da aquisição dos dados foi realizada para familiarização e orientação da tarefa. A figura 1 ilustra as fases de ida, ajuste e retorno.

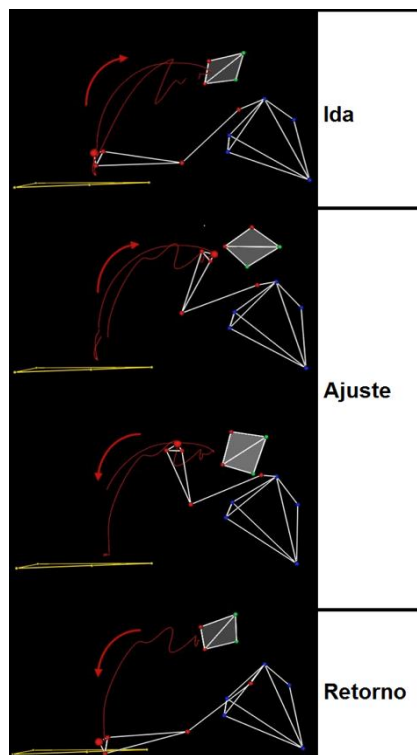


Figura 1 – Ilustração das fases de Ida, Ajuste e Retorno do ciclo de movimento da função de beber com uma caneca.

Processamento dos dados

Após a coleta dos dados, a reconstrução, nomeação e processamento dos dados foram realizados no software Vicon Nexus[®] 2.7. As coordenadas tridimensionais dos marcadores foram filtradas por um filtro Hamming passa baixa com frequência de corte de 10-Hz¹⁹. A trajetória e o limiar de velocidade do marcador posicionado no terceiro dedo foram computados usando diferenciação numérica para determinar as fases da tarefa. O início das fases de ida e de retorno foram definidos no instante exato do tempo em que a velocidade do marcador do dedo excedeu 50 mm/s e o fim das fases de ida e da fase de retorno foram definidos no instante em que a velocidade for inferior a 50 mm/s¹⁹.

As variáveis cinemáticas analisadas foram as amplitudes de movimento, definidas para este estudo como a diferença absoluta entre o maior e menor valor alcançado em cada fase de ida, ajuste e retorno. Essas variáveis foram: flexão e extensão, abdução e adução, rotação interna e externa de ombro;

flexão e extensão do cotovelo; pronação e supinação do antebraço; flexão, extensão, desvio ulnar e radial do punho.

A ativação neuromuscular foi analisada para cada músculo e para cada fase, após o sinal EMG ser retificado com onda completa e suavizado com passa-baixa de 4 ordens de zero e filtro de Butterworth a 6 Hz. O envelope linear de pico de cinco ciclos foi usado para normalizar o sinal da EMG e a média da intensidade EMG normalizada (% pico) foi comparada entre indivíduos com PCD e saudáveis.

Todos os sinais EMG foram analisados offline usando rotinas específicas realizadas no programa Matlab (versão R2010a; The MathWorks Inc., Natick, MA, EUA).

Análise Estatística

O teste de Shapiro-Wilk foi usado para determinar a distribuição dos dados. O two-way Anova foi usado para comparações entre grupos e movimentos e análise post hoc, usando a correção de Bonferroni e o teste t para comparações de pares múltiplos, mantendo um nível alfa de 0,05 para análise de significância. O Pacote Estatístico para Ciências Sociais, versão 24 foi utilizada para a análise (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

Resultado

Os dados antropométricos dos grupos (idade, gênero, lado dominante, estatura, massa corporal, IMC e a pontuação do MACS) estão demonstrados na Tabela 1.

Tabela 1. Dados demográficos da amostra com as respectivas médias \pm desvio padrão

	GD N = 15	GC N = 15
Idade (anos)	29,53 \pm 6,63	23,62 \pm 3,77
Gênero	9 M / 6 F	3 M / 12 F
Lado Dominante	10 E / 5 D	15 D
Altura (m)	1,62 \pm 0,12	1,68 \pm 0,07
Massa Corpórea (Kg)	58,33 \pm 9,46	61,63 \pm 11,54
IMC (Kg/m ²)	21,765 \pm 2,79	22,19 \pm 6,29
MACS	II (8); III (3); IV (4)	-

GD: Grupo Discinético; GC: Grupo Controle; M: Masculino; F: Feminino; E: Esquerdo; D: Direito; m: metros; Kg: kilogramas; IMC: Índice de Massa Corporal; MACS: Manual Ability Classification System.

A tabela 2 apresenta os resultados da atividade eletromiográfica. O GD apresenta menor atividade em DA ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0.28$), DP ($p < 0,05$, $\eta_p^2 = 0.06$) e BB ($p = 0,001$, $\eta_p^2 = 0.2$).

Quando analisado a interação entre grupos e fases, o BB tem menor atividade no GD ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0.11$) nas fases de ida e ajuste.

Tabela 2. Média e desvio padrão do sinal eletromiográfico (% de pico) normalizado calculado para as fases de ida, ajuste e retorno.

Músculos	Two-way ANOVA Interações									
	Ida		Ajuste		Retorno		Grupos		Grupos x Fases	
	GD	GC	GD	GC	GD	GC	Valor p	η_p^2	Valor p	η_p^2
DA	0,32±0,16 ^a	0,48±0,11	0,28±0,15	0,47±0,11	0,34±0,13	0,44±0,08	<0,001	0,28	0,19	0,03
DP	0,49±0,13 ^a	0,57±0,13	0,46±0,12	0,51±0,15	0,43±0,14	0,51±0,13	<0,05	0,06	0,97	0,001
BB	0,27± 0,16 ^{ab}	0,48±0,12	0,27±0,12 ^b	0,42±0,08	0,41±0,15	0,43±0,09	<0,001	0,2	< 0,01	0,11
TB	0,39±0,10	0,43±0,08	0,34± 0,14	0,29±0,09	0,26±0,10	0,31±0,07	0,37	0,009	0,22	0,03
EP	0,38±0,13	0,45±0,13	0,35±0,13	0,37±0,15	0,35±0,16	0,36±0,10	0,28	0,01	0,52	0,01
FP	0,41± 0,12	0,49±0,10	0,36± 0,12	0,40±0,11	0,38±0,15	0,39±0,09	0,36	0,03	0,58	0,01

DA: Deltóide Anterior; DM: Deltóide Posterior; BB: Bíceps Braquial; TB: Tríceps Braquial; EP: Extensores de Punho; FP: Flexores de Punho. GD: Grupo Discinético; GC: Grupo Controle. ^a Diferença Significante entre os GD e GC ($p < 0,05$); ^b Diferença Significante entre os Grupos e as Fases ($p < 0,05$). η_p^2 : Tamanho do Efeito (0.01 = pequeno, 0.06 = médio, 0.14 = grande).

A tabela 3 mostra o resultado da ADM. O GD apresentou menor ADM para os movimentos do ombro ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0.489$), do cotovelo ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0.606$), do antebraço ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0.104$) e do punho ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0.517$). Na interação entre grupos e fases, o GD apresentou menor ADM de flexão ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0.215$) e rotação interna de ombro ($p < 0,05$, $\eta_p^2 = 0.106$), flexão do cotovelo ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0.475$) pronação do antebraço ($p < 0,05$, $\eta_p^2 = 0.106$) e desvio ulnar ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0.275$) nas fases de ida e retorno comparado ao GC.

Tabela 3. Média e desvio padrão da amplitude de movimento (graus) para as fases ida, ajuste e retorno.

ADM							Two-way ANOVA interações			
	Ida		Ajuste		Retorno		Grupo		Grupo vs Fases	
	DG	CG	DG	CG	DG	CG	p value	η_p^2	p value	η_p^2
FLE/EXT Ombro^a	14,82 ± 3,27 ^b	24,03 ± 6,62	3,36 ± 2,65	6,82 ± 5,05	7,29 ± 10,65 ^b	21,35 ± 7,29	<0,001	0,489	<0,001	0,215
ABD/ADU Ombro	9,90 ± 19,24	5,17 ± 2,88	8,74 ± 18,81	1,16 ± 1,03	10,08 ± 19,01	4,92 ± 3,11	0,054	0,049	0,913	0,002
RI/RE Ombro^a	10,54 ± 12,23 ^b	21,13 ± 4,15	7,12 ± 10,62	2,63 ± 1,99	12,18 ± 15,57 ^b	17,87 ± 5,41	0,066	0,044	<0,05	0,106
FLE/EXT Cotovelo^a	29,39 ± 17,08 ^b	74,37 ± 5,83	7,03 ± 6,18	5,03 ± 2,60	33,03 ± 19,66 ^b	70,58 ± 5,25	<0,001	0,606	<0,001	0,475
PRO/SUP Antebraço^a	5,40 ± 3,24 ^b	19,52 ± 7,86	10,09 ± 21,04	7,51 ± 3,97	7,95 ± 8,51 ^b	17,11 ± 8,79	<0,001	0,104	0,337	0,106
FLE/EXT Punho	9,45 ± 14,04	7,96 ± 3,75	7,34 ± 11,1	1,4 ± 1,42	10,86 ± 12,28	4,36 ± 3,00	0,22	0,068	0,532	0,017
DUP/DRP^a	3,50 ± 3,77 ^b	16,31 ± 5,38	2,64 ± 3,20	4,03 ± 3,68	3,60 ± 4,55 ^b	15,33 ± 4,93	<0,001	0,517	<0,001	0,275

FLE/EXT: Flexão e Extensão; ABD/ADU: Abdução e Adução; RI/RE: Rotação Interna e Rotação Externa; PRO/SUP: Pronação e Supinação; DUP/DRP: Desvio Ulnar do Punho e Desvio Radial do Punho; ADM: Amplitude de Movimento; GD: Grupo Discinético; GC: Grupo Controle; ^a Diferença Significante entre os grupos GD versus GC ($p < 0,001$); ^b Diferença Significante de Grupos versus Fases ($p < 0,05$); η_p^2 : Tamanho do Efeito (0.01 = pequeno, 0.06 = médio, 0.14 = grande).

Discussão

O presente estudo se propôs a analisar a atividade muscular e a cinemática durante a tarefa de beber. Trata-se de uma atividade diária aparentemente simples para indivíduos saudáveis, porém muito desafiadora para adultos com PCD. Comparado às tarefas de alcance ou de apontar, onde a precisão é necessariamente maior no final da tarefa, o ato de levar uma caneca à boca, beber e retornar à mesa, exige que a trajetória seja restrita e solicita monitoramento contínuo da precisão conforme o movimento é executado. Assim como quando se transporta uma colher, o movimento não permite grandes acelerações, pois isso leva à ineficiência exigida pela tarefa¹⁸.

A hipótese de que pacientes adultos com PCD apresentariam maior atividade eletromiográfica quando comparado à adultos saudáveis não se confirmou, foi observado que a atividade dos músculos DA, DP e BB na comparação intragrupos foi menor. Foi observado também interação entre grupos e fases, em que o músculo BB apresentou menor atividade muscular nas fases de ida e ajuste.

Estudos prévios encontraram maior atividade eletromiográfica em crianças com distonia tanto no membro que realiza a tarefa^{18,23} quanto no que está parado em repouso²⁴ devido a ativação reflexa, *overflow* dos músculos antagonistas e *direct muscular drive*. A atividade eletromiográfica nas partes DA, DP, deltóide médio, BB e TB para transportar uma colher de um ponto a outro em uma mesa²⁵ e nos músculos flexor ulnar do carpo, extensor radial do carpo, bíceps e tríceps braquial, nas partes acromial e clavicular durante a escrita¹⁸ foram maior quando comparado ao grupo controle. No entanto, durante tarefa de alcance, os músculos apresentaram baixos níveis de atividade muscular e de co-contração entre o bíceps e tríceps braquial¹⁰. A ativação do bíceps braquial em crianças com PC hemiparéticas espásticas e saudáveis foi menor durante tarefas de alcance e preensão que necessitavam de pronação do antebraço em comparação às tarefas que necessitavam de supinação¹⁵.

Ao compararmos a cinemática nossa hipótese confirmou haver menor ADM na comparação intragrupos para os movimentos do ombro, do antebraço e do punho. Houve interação entre grupos e fases, onde na fase de ida o GD apresentou menor ADM de flexão e rotação interna do ombro, flexão de

cotovelo, pronação do antebraço e desvio radial do punho e na fase de retorno o GD apresentou menor ADM de extensão e rotação externa do ombro, extensão de cotovelo, supinação do antebraço e desvio ulnar do punho.

Os resultados do estudo de Artilheiro et al.¹⁹ corroboram com nossos achados, este inclusive foi o único estudo que avaliou a tarefa de beber em pacientes com DCP adulto e encontrou menor amplitude de movimento para a flexão do ombro, cotovelo e pronação do antebraço durante toda a tarefa sem levar em consideração as fases do movimento. Os autores salientam que apesar da variabilidade encontrada a ADM de flexão do cotovelo foi o único movimento relativamente consistente.

Mesmo diante da dificuldade em comparar nossos resultados com outros estudos devido a tarefa analisada, é possível a partir dos resultados encontrados fazermos algumas inferências: a redução na atividade muscular do DA, DP e BB parece estar relacionada à necessidade de estabilização da região proximal do membro superior frente a atividade muscular involuntária e a necessidade de transportar a caneca até a boca e voltar para a mesa. Se esta hipótese estiver correta e a menor atividade estiver relacionada à melhor estabilidade da região proximal do membro superior é possível que esta estratégia motora secundariamente facilite a ação dos músculos distais. A interação encontrada na ação do BB durante as fases de ida e ajuste pode ser atribuída à menor variabilidade da flexão do cotovelo durante o ato de beber¹⁹ e devido a sua função biarticular, pois as maiores amplitudes de movimento durante a tarefa ocorrem na flexão do ombro e cotovelo. Porém, mais estudos precisam ser desenvolvidos para entender porque não houve interação na fase de retorno.

Ao realizar tarefas de membros superiores, os sujeitos minimizam a variância da posição do braço por um determinado tempo de movimento para obter uma variação específica e otimização da posição²⁶. Este critério é atendido de maneira menos efetiva na distonia, uma vez que os comandos de controle neural são corrompidos por um ruído cuja variação é mais vulnerável do que em sujeitos saudáveis²⁷.

Quando o membro superior é movimentado passivamente, modelos experimentais mimetizando distúrbios discinéticos demonstraram haver resistência involuntária com respostas EMG aumentadas dos músculos

antagonistas e que há relaxamento muscular atrasado, assim como encontrado em humanos. Ambos os modelos preveem que estas respostas produzem redução da ADM quando os movimentos são voluntários²³.

A inconsistência nos padrões de movimento resulta da incapacidade de excluir componentes indesejáveis e movimentos compensatórios²⁸. Acredita-se que mecanismos fisiopatológicos variáveis e substratos neuroanatômicos possam levar a esse distúrbio do movimento, talvez porque uma mesma via esteja sendo compartilhada. Mesmo que as lesões nos gânglios da base seja a causa mais conhecida²⁹, achados mais recentes acreditam em um distúrbio envolvendo os gânglios da base, estruturas tálamo-corticais e cerebelo-tálamo-cortical³⁰.

Entendemos que a restrição dos movimentos do tronco, mesmo sendo o melhor procedimento para isolar os movimentos dos membros superiores limita a condição natural da tarefa analisada já que os movimentos do membro superior realizados por pacientes com PCD envolvem a ação e compensação do tronco. Embora o modelo usado para análise cinemática ofereça boa reprodutibilidade, inclusive para avaliar pacientes com PCD¹⁹, o mesmo pode ser considerado simples para avaliar certos movimentos dos membros superiores. No entanto, a análise realizada neste estudo acrescenta a literatura existente e preenche uma lacuna importante sobre o tema estudado, possibilitando quantificar o nível de comprometimento motor e também servindo como referência para o desenvolvimento de intervenções terapêuticas para pacientes com PCD.

Referências

1. Lawrence H, et al. Effectiveness of Exercise on Functional Mobility in adults with Cerebral Palsy: A Systematic Review. *Physiother Can.* 2016; 68(4):398-407.
2. Owen T, et al. Stable cognitive functioning with improved perceptual reasoning in children with dyskinetic cerebral palsy and other secondary dystonias after deep brain stimulation. *Eur J Paediatr Neurol.* 2017;21(1): 193-201.
3. Tonmukayakul U, Shih STF, Bourke-Taylor H, Imms C, Reddihough D, Cox L, Carter R. Systematic review of the economic impact of cerebral palsy. *Res Dev Disabil.* 2018; 80:93-101.
4. National Institute for Health and Care Excellence (NICE). Interventions that improve function and participation: physical function. *NICE guidance in development.* Accessed 2th August 2018. (<https://www.nice.org.uk/guidance/GID-NG10031/documents/evidence-review-11>).
5. National Institute for Health and Care Excellence (NICE) Management of abnormal muscle tone: treatments to reduce dystonia. *NICE guidance in development.* Accessed 2th August 2018. (<https://www.nice.org.uk/guidance/GID-NG10031/documents/evidence-review-3>).
6. Shih STF, et al. Economic evaluation and cost of interventions for cerebral palsy: a systematic review. *Dev Med Child Neurol.* 2018;1-16.
7. Marцениuk G. Economic evaluations of interventions for people with cerebral palsy: implications for future research. *Dev Med Child Neurol.* 2018;60(6):532.
8. Sanger TD. Movement Disorders in Cerebral Palsy. *Journal of Pediatric Neurology.* 2015;13:198-207.
9. Aravamuthan BR, Waugh JL. Localization of Basal Ganglia and Thalamic Damage in Dyskinetic Cerebral Palsy. *Pediatr Neurol.* 2016; 54:11-21.
10. Himmelmann K. The quest for patterns in dyskinetic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2016;58(2):112.

11. Sanger TD. Arm trajectories in dyskinetic cerebral palsy have increased random variability. *J Child Neurol.* 2006;21(7):551-7.
12. Arner M, et al. Hand function in cerebral palsy. Report of 367 children in a population-based longitudinal health care program. *J Hand Surg Am* 2008;33(8):1337-47.
13. Malfait N, Sanger TD. Does dystonia always include co-contraction? A study of unconstrained reaching in children with primary and secondary dystonia. *Exp Brain Res.* 2007;176(2):206-16.
14. Gross R, et al. The influence of gait speed on co-activation in unilateral spastic cerebral palsy children. *Clinical Biomechanics.* 2013;28(3):312-317.
15. De Bruin M, et al. Biceps brachii can add to performance of tasks requiring supination in cerebral palsy patients. *J Electromyogr Kinesiol* 2013;23(2):516-22.
16. Coluccini M, et al. Kinematic characterization of functional reach to grasp in normal and in motor disabled children. *Gait & Posture.* 2007; 25(4):493-501.
17. Feltham M G, et al. Assessment of neuromuscular activation of the upper limbs in children with spastic hemiparetic cerebral palsy during a dynamical task. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(3):448-56.
18. Lunardini F, Increased task-uncorrelated muscle activity in childhood dystonia. *J Neuroeng Rehabil.* 2015;12:52.
19. Artilheiro MC, et al. Three-dimensional analysis of performance of an upper limb functional task among adults with dyskinetic cerebral palsy. *Gait Posture.* 2014;39(3):875-81.
20. Silva DBR, Li FC. Manual Ability Classification System (MACS): reliability between therapists and parents in Brazil. *Braz J Phys Ther* 2015;19:26-33.
21. Hermens H J, et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10(5):361-74.
22. Criswell E. Introduction to Surface Electromyography. Boston, MA: Jones and Bartlett Publishers. 2011.

23. Sohn WJ, Niu CM; Sanger TD. Increased long-latency reflex activity as a sufficient explanation for childhood hypertonic dystonia: a neuromorphic emulation study. *J Neural Eng.* 2015;12(3):036010.
24. Pons R, Vanezis A, Skouteli H, Papavasiliou A, Tziomaki M, Syrengelas D, Darras N. Upper Limb Function, Kinematic Analysis, and Dystonia Assessment in Children With Spastic Diplegic Cerebral Palsy and Periventricular Leukomalacia. *J Child Neurol.* 2017;32(11):936-941.
25. Lunardini F, Bertucco M, Casellato C, Bhanpuri N, Pedrocchi A, Sanger TD. Speed-Accuracy Trade-Off in a Trajectory-Constrained Self-Feeding Task: A Quantitative Index of Unsuppressed Motor Noise in Children With Dystonia. *J Child Neurol.* 2015;30(12):1676-85.
26. Harris CM, Wolpert DM. Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature* 1998;394:780-4.
27. Sanger TD, Kaiser J, Placek B. Reaching movements in childhood dystonia contain signal-dependent noise. *J Child Neurol.* 2005;20:489-96.
28. Butler EE, Ladd AL, Lamont LE, Rose J. Temporal-spatial parameters of the upper limb during a reach and grasp cycle for children. *Gait and Posture.* 2010;32(3):301-6.
29. Kojovic M, Paree's I, Kassavetis P, et al. Secondary and primary dystonia: pathophysiological differences. *Brain.* 2013;136:2038-2049.
30. Lehericy S, Tijssen MA, Vidailhet M, Kaji R, Meunier S. The anatomical basis of dystonia: current view using neuroimaging. *Mov Disord.* 2013; 28:944-957.

5.2 RESULTADO ARTIGO 2

O artigo 2 intitulado “Co-ativação muscular e a interferência da carga na atividade funcional de membro superior de adultos jovens saudáveis e com paralisia cerebral do tipo discinética”, será submetido ao periódico *Developmental Medicine & Child Neurology*.

Co-ativação muscular e a interferência da carga na atividade funcional de membro superior de adultos jovens saudáveis e com paralisia cerebral do tipo discinética

Resumo

Objetivo: O objetivo deste estudo foi analisar o nível de co-ativação muscular de adultos com paralisia cerebral do tipo discinética comparado a indivíduos saudáveis e avaliar o efeito imediato do uso de bracelete de cargas durante a atividade funcional de beber com uma caneca em adultos com paralisia cerebral discinética (PCD). **Método:** Participaram do estudo 14 indivíduos adultos saudáveis (GC) e 14 com PCD (GD). Foi comparada entre o GD e o GC o nível de co-ativação muscular do membro superior dominante durante o ato de beber com uma caneca, sendo esta tarefa dividida em três fases: a de ida, o ajuste e o retorno. No GD também foi analisado o efeito do uso de bracelete de peso durante a tarefa funcional. A carga utilizada no bracelete foi correspondente a 10, 20 e 30% da força máxima avaliada em cada participante. **Resultado:** Quando comparado o nível de co-ativação muscular entre o GD e o GC, o GD apresentou maior nível de co-ativação muscular ($p < 0,001$) de ombro e cotovelo na fase de ida, ombro, cotovelo e punho na fase de ajuste, e cotovelo na fase de retorno. Na análise do uso de bracelete de peso no GD, foi observado que a carga não interfere na co-ativação ($p > 0,05$), independente da carga usada. **Conclusão:** Podemos sugerir que pacientes com PCD apresentam em geral maior co-ativação comparado ao grupo controle e que o uso de cargas não altera o nível de co-ativação quando o efeito esperado é imediato.

Palavras Chave: paralisia cerebral, discinético, membro superior, eletromiografia, co-ativação.

Introdução

Paralisia Cerebral Discinética (PCD) é caracterizada por posturas e movimentos anormais permanentes desde a infância até a fase adulta e são provocadas pela alta variabilidade na atividade neural relacionada ao tônus muscular, controle motor e coordenação motora ocasionada por uma lesão nos núcleos da base. Os distúrbios motores são frequentemente mais graves em pacientes discinéticos do que em outros tipos de paralisia cerebral^{1,2}. A prevalência da PCD é de 15% da população com paralisia cerebral tornando-se o segundo tipo mais comum após a do tipo espástica^{1,3,4}. Os movimentos tornam-se hipercinéticos por não ocorrer eliminação de movimentos indesejados e inapropriado para realizar as funções diárias⁵⁻⁷.

Durante a execução de um movimento, os músculos agonistas e antagonistas são ativados simultaneamente, pois a ação oposta do músculo antagonista interfere diretamente na ação do músculo agonista⁸. No entanto, a contração simultânea dos músculos agonistas e antagonistas pode ser denominado como co-ativação muscular, que é uma estratégia para o controle do movimento, sendo fundamental para quando a tarefa precisa de estabilidade articular e/ou precisão nos movimentos⁹. Assim, o excesso, restrição ou o prolongamento do nível de co-ativação pode prejudicar o desempenho funcional^{10,11,12}. Portanto, avaliar e compreender o papel do nível de co-ativação durante um movimento pode ser eficaz na reabilitação de uma tarefa funcional, por verificar a atuação da co-ativação muscular considerada um dos principais componentes do controle motor¹³.

Para avaliar a co-ativação, um dos métodos é o cálculo de contração simultânea de sinais eletromiográficos de superfícies, sendo recomendado o índice de coativação (CAI)^{14,15}, pois calcula a área de sobreposição da atividade muscular do agonista e antagonista⁹.

Além de analisar a co-ativação muscular, o presente estudo analisou o efeito do uso de cargas no antebraço para o desempenho da tarefa de beber com uma caneca. As cargas são utilizadas no âmbito terapêutico com o objetivo de reduzir os movimentos indesejáveis durante as habilidades motoras, melhorar a estabilidade articular e a precisão para realizar movimentos, o uso de carga adicional tem sido aplicado aos segmentos

corpóreos, porém ainda não há consenso sobre os reais efeitos e a carga adequada a ser utilizada nos membros superiores¹⁶. A literatura supõe que o uso de cargas proporciona maior acoplamento nas articulações dos membros superiores influenciando nos movimentos¹⁷ devido ao aumento da propriocepção e atividade neural¹⁶.

Com base nestes conceitos, o presente estudo apresenta duas hipóteses. A primeira hipótese de que pacientes com PCD apresente menor co-ativação muscular comparado ao o GC devido a insuficiente atividade muscular do músculos agonistas e antagonistas e pela falta de controle de movimento desejáveis, e a segunda hipótese de que a aplicação de carga distalmente no membro superior aumente a atividade muscular e conseqüentemente a co-ativação em pacientes com PCD por teoricamente aumentar o recrutamento das fibras musculares com o uso de carga.

Assim os objetivos deste estudo foram: 1. Analisar o nível de co-ativação muscular de adultos com paralisia cerebral do tipo discinética comparado à indivíduos saudáveis e, 2. Avaliar o efeito imediato do uso de bracelete de peso durante a atividade funcional de beber com uma caneca em adultos com paralisia cerebral discinética.

Método

Tipo de Estudo e Participantes

Trata-se de um estudo transversal composto por uma amostra de conveniência de adultos jovens saudáveis e com PCD, realizado no Núcleo de Apoio à Pesquisa em Análise do Movimento (NAPAM) da Universidade Nove de Julho (Uninove) em São Paulo, Brasil. Participaram do estudo dois grupos: o grupo paralisia cerebral discinético (GD) e o grupo controle (GC). Para compor o GD, participaram 14 adultos jovens com PCD, com disfunção em membro superior de acordo com o *Manual Ability Classification System* (MACS): sete apresentaram nível II de função de membro superior, três nível III e quatro nível IV, sendo que quanto maior o nível, maior a dificuldade de manipular objetos; oito do gênero masculino e seis do feminino, com idade média $29 \pm 6,54$ anos, 10 com lado dominante à esquerda e quatro à direita, média de altura $1,62 \pm 0,12$ m, peso corporal de $57,85 \pm 9,63$ Kg, massa corporal de $21,67 \pm 2,88$

Kg/m². Para compor o GC participaram 14 adultos jovens saudáveis, três do gênero masculino e 11 do feminino, idade média $24,28 \pm 3,56$ anos, todos com lado dominante à direita, altura de $1,69 \pm 0,06$, peso corporal de $58,93 \pm 5,71$ Kg, massa corpórea de $20,76 \pm 3,33$ Kg/m².

Dinamometria e cálculo das cargas

Para determinar o peso das cargas a serem utilizadas pelos participantes, os mesmos foram submetidos a um teste de força máxima por meio de um dinamômetro com capacidade máxima de 20 kgf. Todos foram posicionados sentados em uma cadeira com apoio posterior de tronco e alinhamento de 90° de flexão de quadril, joelhos e tornozelos, o membro superior não dominante permaneceu em repouso ao longo do corpo, enquanto o membro superior dominante realizou o teste. Um dispositivo acoplado ao dinamômetro foi adaptado para ter o máximo de semelhança com a preensão da caneca utilizada na tarefa estudada e o vetor de força aplicada na direção da boca era de 45° em relação ao solo a fim de padronizar a posição dos indivíduos e a relação comprimento-tensão dos músculos (Figura 1). Mediante ao comando verbal do pesquisador, o voluntário puxou ao máximo o dispositivo a partir desta posição em direção à boca e realizou contração isométrica máxima por 5 segundos, por 3 vezes, e a média entre as 3 foi usada no cálculo das cargas usadas que foram de 10%, 20% e 30% da força máxima mensurada pelo dinamômetro.

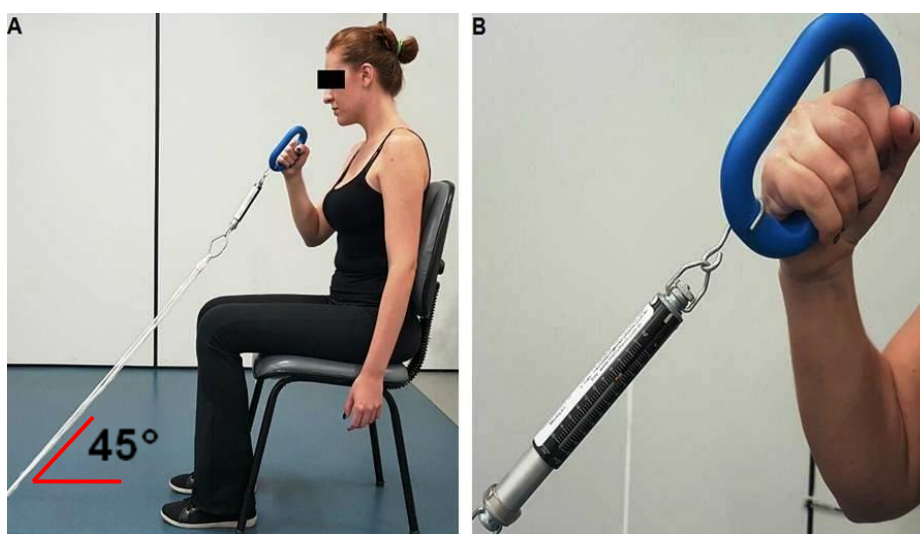


Figura 1 – Teste de força máxima com o dinamômetro simulando a tarefa de levar a caneca à boca. A: posicionamento padrão para a realização do teste; B: dispositivo de preensão e o dinamômetro.

Colocação dos Marcadores e Eletrodos

Os eletrodos foram colocados com base nos critérios de SENIAM¹⁸ para as regiões de ombro e cotovelo, e para a região do punho foi utilizado à recomendação de Criswell¹⁹. Foram colocados seis eletrodos duplos de captação nas fibras musculares de deltóide anterior (DA), deltóide posterior (DP), bíceps braquial (BB), tríceps braquial (TB), flexores de punho (FP) e extensores de punho (EP). Eletrodos de superfície, autoadesivos, descartáveis, bipolares com transmissão de dados via wireless.

Fases da tarefa

A determinação das fases da tarefa foi feita pelo limiar de velocidade da trajetória de um marcador posicionado no metacarpo do terceiro dedo. O início das fases de ida e de retorno foi definido no instante exato do tempo em que a velocidade do marcador do dedo excedeu 50 mm/s. O fim das fases de ida e da fase de retorno foi definido no instante em que a velocidade for inferior a 50 mm/s (Figura 2). A posição e trajetória foram capturada por oito câmeras de Vicon[®] Bonita 10 (*Oxford Metrics Group, Oxford, UK*) com frequência de captura de 120 Hz, reconstruído e processado pelo programa Vicon Nexus[®] 2.5.

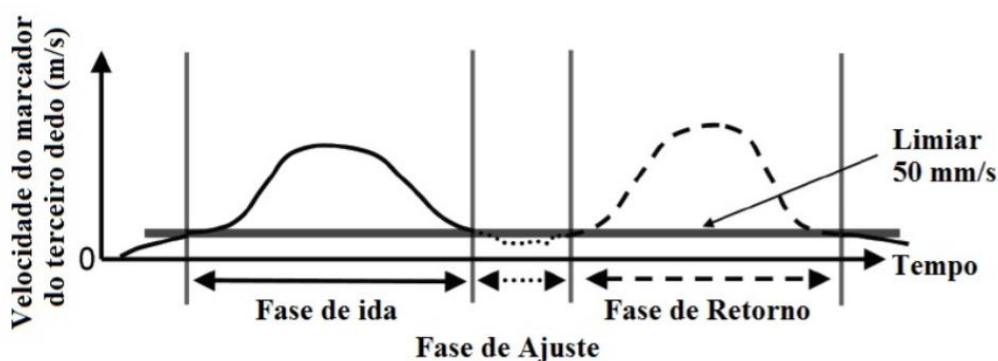


Figura 2 – Trajetória e limiar de velocidade para determinar as três fases da tarefa de beber com uma caneca.

Tarefa

Para a realização da tarefa os voluntários foram posicionados sentados em uma cadeira com altura ajustável, alinhamento de MMII 90° de flexão de quadril, joelho e tornozelo, uma mesa com altura ajustável para permanecer na

linha de 90° de flexão do cotovelo, da qual foi posicionada a frente do voluntário com uma marca em “X” em cima da mesa para colocar a caneca na linha média do corpo a 75% da extensão passiva máxima do cotovelo. A caneca tinha formato cilíndrico de 10,7 cm de altura e oito cm de diâmetro, com peso de 0,350 quilogramas para simular a presença de líquido. O membro superior dominante que executou a tarefa foi posicionado em cima da mesa e o MS não dominante permaneceu ao longo do corpo. No GD o tronco foi estabilizado com duas faixas de velcro na região de tronco superior para não influenciar a atividade do membro superior.

Após posicionamento, o voluntário foi instruído quanto à execução da tarefa que foi de levar a caneca à boca, simular o beber e retornar na marca do X à mesa. Sendo assim, a tarefa foi dividida em 3 fases: I – a fase de ida, levando a caneca posicionada na mesa até à boca; II – a fase de ajuste onde simula o beber; III - a fase de retorno, retornando a caneca à mesa. Este método utilizado para a realização da tarefa foi o mesmo utilizado no estudo de Artilheiro et al²⁰.

Os voluntários foram submetidos a cinco situações de execução da tarefa. A primeira e a última condição foram realizadas sem uso de carga, somente com o peso da caneca. Nas condições intermediárias, foram impostas as cargas pré-determinadas. A ordem que as cargas foram utilizadas foi randomizada por meio de sorteio em um envelope selado e opaco. A carga foi aplicada por meio de um bracelete de peso na região distal do antebraço.

A última condição foi padronizada sem carga com intuito de verificar o efeito da carga no movimento requerido, estabelecendo assim as cinco condições de estudo (Figura 3). Cada condição foi realizada seis vezes consecutivas em velocidade confortável sem que o paciente soltasse a caneca no intervalo de cada repetição. A primeira repetição foi excluída a fim de eliminar movimentos de ajustes causados pela adaptação da tarefa, sendo calculada a média das cinco repetições dentro de cada condição.

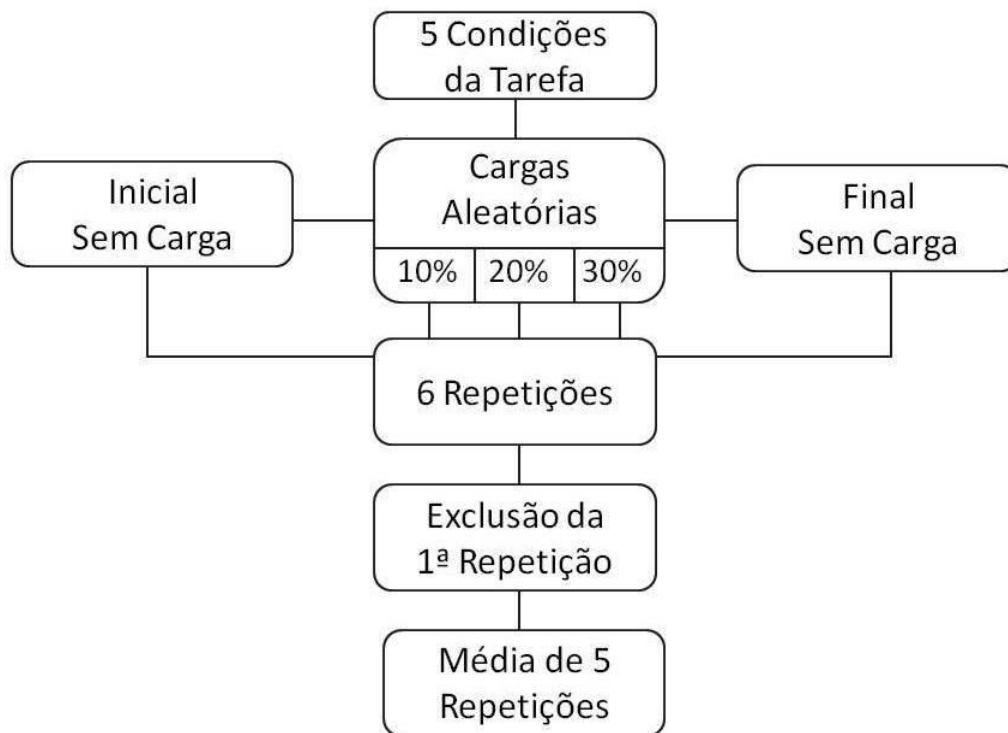


Figura 3 – Fluxograma das condições realizadas durante a tarefa de beber com a caneca.

Coleta e processamento de dados eletromiográficos

Os dados eletromiográficos foram coletados pelo eletromiógrafo EMG System do Brasil modelo EMG800RF. Entrada analógica digital de 16 bits com modo de rejeição comum de 100 decibels, filtro passa banda de 10-500 Hz e pré amplificação de 1000x. Todos os dados da EMG foram retificados por envelope linear e o filtro Butterworth de 4ª ordem. As variáveis foram analisadas durante toda a tarefa e em cada fase (ida, ajuste e retorno).

Índice de co-ativação

O índice de co-ativação (CAI) foi calculado para cada par de músculos agonista e antagonista, sendo: DA/DP, BB/TB e FUC/ERC. As integrações da área de sobreposição entre os dois envelopes lineares da atividade eletromiográfica definem o CAI^{14,21,15}. A Figura 4 ilustra a área de co-ativação muscular para o BB/TB de um paciente.

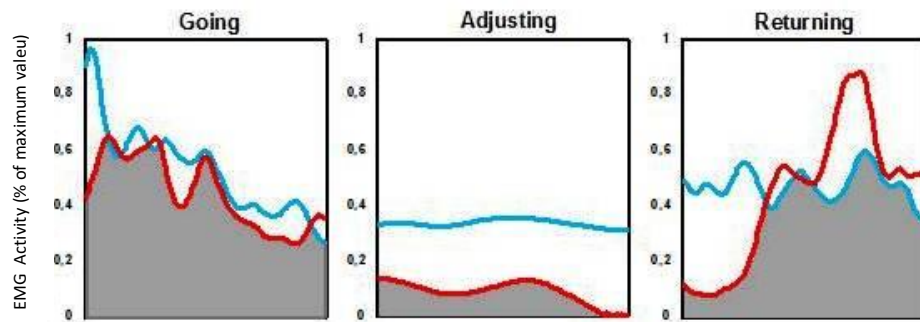


Figura 4 – Ilustração da co-ativação. Ciclo de trajetória em %. Linha Azul Bíceps Braquial (BB). Linha Vermelha Tríceps Braquial (TB). A área cinza corresponde ao índice de co-ativação de BB e TB (CAI).

Análise Estatística

Para verificar a distribuição dos dados as variáveis entre os grupos foram analisadas pelo teste de Shapiro-Wilk. O teste de suposição de esfericidade de Mauchly completado pelo teste de Greenhouse-Geisser foi aplicado para ajustar os graus de liberdade nos testes de significância associado ao teste de ANOVA com medidas repetidas. Para comparar as cinco condições de cargas não pareadas foi feito pelo teste de análise de variância (ANOVA). A fim de verificar se as amostras comparadas tiveram as mesmas variâncias foi aplicado o teste de Levene.

Para avaliar a influência das cargas foi usado a ANOVA com medidas repetidas e quando houve diferença o teste Post-Hoc LSD (Least Square Difference) identificou quais as cargas se diferenciaram.

O teste t de Student Independente foi utilizado para testar o efeito das cargas entre os grupos de maneira não pareada (GD e GC) e com escala numérica intervalar.

As análises estatísticas foram realizadas pelo software SPSS (Statistical Package for Social Science) versão 24.0 e adotado um nível alfa de 0,05 para significância.

Resultado

A tabela 1 mostra a comparação do CAI entre o GD e o GC. O GD apresentou maior co-ativação de ombro ($F = 37,61$, $p < 0,0001$, $\eta^2 = 0,367$), e cotovelo ($F = 9,049$, $p = 0,004$, $\eta^2 = 0,122$) na fase de ida; ombro ($F = 44,966$, $p < 0,0001$, $\eta^2 = 0,409$), cotovelo ($F = 49,261$, $p < 0,0001$, $\eta^2 = 0,431$) e punho na fase de ajuste; e cotovelo na fase de retorno ($F = 17,434$, $p < 0,0001$, $\eta^2 = 0,211$).

Tabela 1 – Comparação da porcentagem do índice de co-ativação (média e desvio padrão) entre os grupos durante as fases da tarefa de beber com uma caneca.

	Sem Carga	GD	GC	F	p	η^2
IDA	OMBRO*	56.18 (17.01)	35.52 (13.91)	37,61	<0,0001	0,367
	COTOVELO*	47.62 (17.99)	32.14 (13.70)	9,049	0,004	0,122
	PUNHO	65.31 (18.17)	65.16 (19.66)	0,184	0,67	0,003
AJUSTE	OMBRO*	26.63 (14.80)	12.24 (6.29)	44,966	<0,0001	0,409
	COTOVELO*	24.97 (8.49)	10.28 (6.09)	49,261	<0,0001	0,431
	PUNHO*	34.15 (16.18)	20.08 (9.75)	26,629	<0,0001	0,291
VOLTA	OMBRO	34.27 (17.41)	32.56 (15.84)	1,406	0,24	0,021
	COTOVELO*	37.25 (20.24)	27.33 (11.97)	17,434	<0,0001	0,211
	PUNHO	45.54 (22.41)	49.74 (19.51)	0,634	0,429	0,01

GD: Grupo Discinético. GC: Grupo Controle. F: análise de variância ANOVA; * $p < 0,0001$: diferença significante; η^2 : Tamanho do efeito (0.01 = pequeno, 0.06 = médio, 0.14 = grande).

A tabela 2 apresenta os dados do nível de co-ativação do GD durante as cinco condições: inicial sem carga, 10%, 20%, 30% da força máxima e final sem carga. Não foi observado diferença significativa na co-ativação muscular ao compararmos as cargas durante as fases da tarefa nas regiões de ombro, cotovelo e punho ($p > 0,05$).

Tabela 2. Análise da porcentagem do índice de co-ativação (média e desvio padrão) no GD com o uso do bracelete de peso nas 5 condições durante as fases da tarefa de beber com uma caneca.

	GD	Inicial sem carga	10%	20%	30%	Final sem carga	F	p	η^2
IDA	OMBRO	56,18 (17,01)	51,66 (10,22)	54,43 (10,87)	55,96 (16,82)	53,30 (12,80)	1,274	0,289	0,073
	COTOVELO	47,61 (17,99)	39,06 (16,87)	40,77 (15,72)	37,18 (14,73)	43,34 (18,36)	0,272	0,895	0,016
	PUNHO	65,30 (18,17)	63,95 (19,93)	65,00 (18,31)	66,36 (14,17)	62,15 (16,67)	0,021	0,999	0,001
AJUSTE	OMBRO	26,63 (14,79)	21,65 (8,47)	20,69 (9,28)	20,25 (14,25)	26,88 (10,23)	1,026	0,4	0,059
	COTOVELO	24,97 (8,49)	20,66 (10,28)	23,40 (10,45)	23,29 (13,94)	25,63 (14,73)	0,217	0,928	0,013
	PUNHO	34,15 (16,18)	29,79 (16,00)	29,35 (13,44)	28,98 (13,28)	32,47 (17,43)	0,315	0,867	0,019
VOLTA	OMBRO	34,27 (17,41)	32,48 (14,71)	33,30 (14,48)	37,34 (17,90)	32,72 (20,00)	0,629	0,644	0,037
	COTOVELO	37,25 (20,24)	33,97 (20,61)	34,86 (17,65)	38,79 (11,15)	38,53 (22,42)	0,109	0,979	0,007
	PUNHO	45,54 (22,41)	48,80 (21,23)	46,46 (19,55)	52,76 (26,45)	51,37 (29,14)	0,078	0,989	0,005

GD: Grupo Discinético. F: análise de variância ANOVA; * p <0,05: diferença significante; η^2 : Tamanho do efeito (0.01 = pequeno, 0.06 = médio, 0.14 = grande).

Discussão

A primeira hipótese de que o GD apresentaria menor co-ativação nos músculos das articulações de ombro, cotovelo e punho para realizar a tarefa funcional de beber com uma caneca comparado ao GC não foi confirmado, pois, encontramos maior co-ativação no GD. A segunda hipótese foi de que a aplicação de carga aumentaria a atividade muscular e conseqüentemente a co-ativação, no entanto, verificou-se que o uso de 10, 20 e 30% da força máxima não altera significativamente a co-ativação em pacientes com PCD.

Crianças com PC do tipo espástica, apresentam níveis mais altos de co-ativação durante contração isométrica máxima devido à maior atividade no músculo agonista em relação aos antagonistas. Esses achados podem estar relacionados à fraqueza muscular dos músculos hipertônicos tanto dos músculos agonistas quanto antagonistas e a padrões anormais de movimentos, o que sugere a necessidade de fortalecimento dos músculos agonista e antagonista²². Os resultados do presente estudo completam com o estudo de Tedroff et al²² por acrescentar em literatura a informação de que em pacientes com PCD também há maior nível de co-ativação e que isto também ocorre durante uma tarefa funcional.

Adolescentes com PC do tipo espástico classificados com o nível II no GMFCS (*Gross Motor Function Classification System*) apresentaram CAI

significativamente maior quando comparados com o nível I do GMFCS, possivelmente isto está relacionado à menor capacidade funcional. Assim, parece que em PCDs quanto menor a seletividade no controle motor, maior o nível de co-ativação, que pode ser uma estratégia neuromotora para compensar o déficit funcional e pela redução do sinergismo entre os músculos agonistas e antagonistas⁹. Eken et al.⁹ sugerem a importância do programa de treinamento de força muscular, que pode aumentar o sinergismo muscular entre agonista e antagonistas, aumentar a co-ativação e conseqüentemente melhorar o controle motor.

Níveis mais altos de co-ativação aumentam a estabilidade articular²³, o que conseqüentemente melhoram a acurácia do movimento. Isto permite ao sistema motor responder mais rapidamente às perturbações, o que é desejável em pacientes com PCD devido aos movimentos irregulares e involuntários. Durante a fase de ida foi possível observar maior CAI nas articulações do ombro e cotovelo e na fase de ajuste no ombro, cotovelo e punho. Já na fase de retorno apenas o cotovelo apresentou maior CAI.

A CAI pode exercer papel diferente em cada fase da tarefa analisada: durante a fase de ida o ombro e cotovelo apresentaram maior CAI provavelmente porque há maior amplitude de movimento e necessidade de estabilizar a região proximal para que a distal se movimente de forma estável e harmônica para transportar a caneca; a fase de ajuste se caracteriza por uma fase de precisão e ajustes finos, talvez por esta razão as três articulações apresentaram maior CAI. A fase de retorno é uma fase de desaceleração do movimento e assistida pela gravidade, assim os pacientes podem tirar vantagem das forças inerciais que aumentam com a velocidade do movimento¹⁴, entretanto a CAI da articulação do cotovelo se mantém maior em relação ao grupo controle, talvez este fenômeno possa estar relacionado aos músculos biarticulares TB e BB que devem controlar o ombro e o cotovelo. No entanto, outros estudos devem ser realizados para que estas hipóteses sejam confirmadas.

Audi et al.²⁴ ao fazer uso de 50% da carga máxima na realização do movimento linear de deslocar o membro superior a frente sobre uma mesa em um alvo determinado, em sete adultos com PCD, mostrou que o movimento realizado com a bracelete de peso apresentou melhor deslocamento linear,

porém menor velocidade média e maior atividade eletromiográfica de bíceps braquial, tríceps braquial e deltóide fibras médias. Os autores consideraram que com uso da bracelete de peso houve melhor coordenação e precisão de movimento e que a redução da velocidade ocorre para melhorar o desempenho^{24,25}. Com base no estudo de Audi et al.²⁴ seria possível suspeitar que ao usar o bracelete com carga a atividade muscular aumentaria e que talvez a co-ativação seria modificada. No entanto, nosso estudo não encontrou mudanças com a aplicação de três cargas diferentes, porém, o método de se medir a porcentagem de carga, a porcentagem de carga usada e tarefas avaliadas foram diferentes e isto pode explicar os diferentes resultados entre os estudos.

Dentre o nosso conhecimento não há evidência quanto a prática e ao efeito terapêutico do uso de carga para estabilizar o membro superior durante um determinado movimento. Windener et al.²⁶ relatam que os movimentos devem ser essenciais e suficientes para coaptar as articulações, mudar a percepção do momento de inércia, aumentar o estímulo aferente e aumentar a consciência dos segmentos do corpo. Por outro lado, o uso de peso excessivo parece resultar em perda de controle do movimento para pessoas com fraqueza ou pouca resistência muscular, sendo assim, uma pequena quantidade de peso pode ser suficiente para melhorar o desempenho²⁶. No entanto, os resultados apresentados no presente estudo não encontraram alteração do nível de co-ativação, independente da carga testada.

Não é possível afirmar, entretanto, se o uso contínuo de carga durante várias sessões de fisioterapia pode produzir efeito diferente, mas é possível afirmar que sem o uso de carga no início ou após o uso das três cargas testadas mostra que pacientes com PCD tem maior nível de co-ativação. Teoricamente, se usarmos o GC como referência, a sugestão terapêutica seria reduzir o nível de co-ativação, porém, se considerarmos que o maior nível de co-ativação é um estratégia para melhorar a estabilidade articular e a suavidade do movimento, a consequência desta conduta pode ser a redução do controle do movimento e aumento da movimentação involuntária.

Este estudo possui limitações: devido às características intrínsecas de variabilidade na execução do movimento e das estratégias neuromusculares já estabelecidas pela idade da população estudada e que os resultados

apresentados são de efeito imediato e devem ser interpretados com restrições. A restrição dos movimentos do tronco, mesmo sendo o melhor procedimento para isolar os movimentos dos membros superiores limita a condição natural da tarefa analisada já que os movimentos do membro superior realizados por pacientes com PCD envolvem a ação e compensação do tronco.

Podemos concluir que o nível de co-ativação muscular de adultos com paralisia cerebral do tipo discinética comparado a indivíduos saudáveis é maior e que o efeito imediato de bracelete de cargas durante a atividade funcional de beber com uma caneca não altera a co-ativação.

Referências

1. Monbaliu E, Himmelmann K, Lin JP, Ortibus E, Bonouvrié L, Feys H, Vermeulen RJ, Dan B. Clinical presentation and management of dyskinesic cerebral palsy. *Lancet Neurol.* 2017;16:741-49.
2. Himmelmann K, Hagberg G, Wiklund L, Eek MN, Uvebrant P. Dyskinetic cerebral palsy: a population-based study of children born between 1991 and 1998. *Dev Med Child Neurol.* 2007;49:246-51.
3. Sellier E, Platt MJ, Andersen GL, Krägeloh-Mann I, De La Cruz J, Cans C. Decreasing prevalence in cerebral palsy: a multi-site European population-based study, 1980 to 2003. *Dev Med Child Neurol.* 2016; 58:85-92
4. Vidailhet M, Yelnik J, Lagrange C, et al. Bilateral pallidal deep brain stimulation for the treatment of patients with dystonia-choreoathetosis cerebral palsy: a prospective pilot study. *Lancet Neurol.* 2009;8(8):709-717.
5. Owen T, et al. Stable cognitive functioning with improved perceptual reasoning in children with dyskinesic cerebral palsy and other secondary dystonias after deep brain stimulation. *Eur J Paediatr Neurol.* 2017;21(1): 193-201.
6. Aravamuthan BR, Waugh JL. Localization of Basal Ganglia and Thalamic Damage in Dyskinetic Cerebral Palsy. *Pediatr Neurol.* 2016;54:11-21.

7. Monbaliu E, De Cock P, Ortibus E, Heyrman L, Klingels K, Feys H. Clinical patterns of dystonia and choreoathetosis in participants with dyskinetic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2016;58:138-44.
8. Lévènez M, Garlan SJ, Klass M, Duchateau. Cortical and Spinal Modulation of Antagonist Coactivation During a Submaximal Fatiguing Contraction in Humans. *J Neurophysiol.* 2008;99:554-563.
9. Eken MM, Dallmeijer AJ, Doorenbosch CA, Dekkers H, Becher JG, Houdijk H. Coactivation During Dynamometry Testing in Adolescents With Spastic Cerebral Palsy. *Phys Ther.* 2016;96(9):1438-47.
10. Mari S, Serrao M, Casali C, et al. Lower limb antagonist muscle co-activation and its relationship with gait parameters in cerebellar ataxia. *Cerebellum.* 2014;13:226-236.
11. Schmitz A, Silder A, Heiderscheid B, Mahoney J, Thelen DG. Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. *J Electromyography and Kinesiology.* 2009;19:1085-91.
12. Peterson DS, Martin PE. Effects of age and walking speed on coactivation and cost of walking in healthy adults. *Gait Posture.* 2010;31:355-9.
13. Le P, Khan SN, Mendel E, Marras WS. A review of methods to assess coactivation in the spine. *J Electromyogr Kinesiol* 2017;32:51-60.
14. Sarcher A, Raison M, Leboeuf F, Perrouin-Verbe B, Brochard S, Gross R. Pathological and physiological muscle co-activation during active elbow extension in children with unilateral cerebral palsy. *Clinical Neurophysiology.* 2017;128:4-13.
15. Falconer K, Winter DA. Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1985;25:135-49.
16. Toledo AM, Soares DA, Tudella E. Additional weight influences the reaching behavior of low-risk preterm infants. *J Mot Behav* 2012;44(3):203-212.
17. Rocha NACF, Costa CSN, Savelsbergh GJP, Tudella E. The effect of additional weight load on infant reaching. *Infant Behavior and Development.* 2009;32:234-237.

18. Hermens HJ, et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10(5):361-74.
19. Criswell E. Introduction to Surface Electromyography. Boston, MA: *Jones and Bartlett Publishers.* 2011.
20. Artilheiro MC, et al. Three-dimensional analysis of performance of an upper limb functional task among adults with dyskinetic cerebral palsy. *Gait Posture.* 2014; 39(3):875-81.
21. Gross R, Leboeuf F, Hardouin JB, Lempereur M, Perrouin-Verbe B, Remy-Neris O, Brochard S. The influence of gait speed on co-activation in unilateral spastic cerebral palsy children. *Clinical Biomechanics.* 2013;28:312-317.
22. Tedroff K, Knutson LM, Soderberg GL. Co-activity during maximum voluntary contraction: a study of four lower-extremity muscles in children with and without cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2008;50(5):377-81.
23. Braendvik SM, Roeleveld K. The role of co-activation in strength and force modulation in the elbow of children with unilateral cerebral palsy. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2011;22(1):137-44.
24. Audi M. Estudo comparativo do comportamento motor de membro superior de encefalopatas que fazem uso de pulseira estabilizadora. 2006. 112f. Dissertação Mestrado em Educação – Faculdade de Filosofia e Ciências de Marília, Universidade Estadual Paulista, Marília, 2006.
25. Yates H. Handbook on Cerebral Palsy: Risk Factors, Therapeutic Management and Long-Term Prognosis. *Nova Biomedical.* 2014; Chapter 10: The use of weight bracelet in individuals with encephalopathy: 151-160.
26. Widener GL, et al. Randomized clinical trial of balance-based torso weighting for improving upright mobility in people with multiple sclerosis. *Neurorehabilitation and Neural Repair.* 2009; 23(8):784-791.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Essa tese de doutorado abordou o tema relacionado às estratégias realizadas pelos indivíduos com paralisia cerebral discinética para realizar uma atividade funcional com o membro superior, com o intuito de compreender melhor a cinemática e a atividade muscular e verificar o efeito imediato do uso de cargas sobre o membro superior. Sendo assim, os resultados apresentados pelos indivíduos com PCD de menor atividade eletromiográfica, menor ADM, maior CAI e sem efeito do uso de cargas sobre estas variáveis durante a atividade funcional de beber com uma caneca, podem contribuir para melhor compreensão das disfunções melhorando o processo de tomada de decisão, uma vez que componentes importantes do controle motor foram apresentados.

7. APÊNDICES

7.1 ESMAC 2016

G Model
GAIPOS-5075; No. of Pages 1

ARTICLE IN PRESS

Gait & Posture xxx (2016) xxx–xxxx



ELSEVIER

Contents lists available at ScienceDirect

Gait & Posture

journal homepage: www.elsevier.com/locate/gaitpost

P96

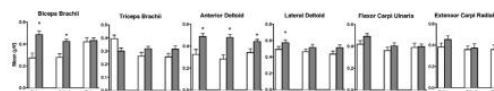
Upper extremity muscle activity in adults with dyskinetic cerebral palsy during bringing a mug to the mouth

Luciana Barcala¹, Fabiano Polliti¹, Mariana Artelheiro^{1,2}, Paulo Roberto Garcia Lucareli^{1,*}¹ Universidade Nove de Julho, São Paulo, São Paulo, Brazil² Universidade de Guarulhos, Guarulhos, São Paulo, Brazil

Introduction: Patients with dyskinetic cerebral palsy (DCP) present movement disorders influencing their functional tasks with involuntary movements partially due to the inability to suppress involuntary variable muscle activity.

Research question: Are upper extremity muscles activities different in adults with DCP and control in the movement phases of bringing a mug to the mouth?

Methods: Sixteen adults with DCP [29.63 ± 4.42 years; MACS II(9); III(3) IV(4)] and sixteen control adults (23.98 ± 5.68 years) performed six consecutive movements of bringing a mug to the mouth using their dominant arm. The mug was placed at 75% of each subject's maximum reach. The trajectory and velocity thresholds of the third finger markers were computed using numeric differentiation to determine the going, adjusting, and returning phases of the movements. Surface EMG signals were extracted from Biceps Brachii (BB), Triceps Brachii (TB), Anterior Deltoid (AD), Lateral Deltoid (LD), Flexor Carpi Ulnaris (FCU) and Extensor Carpi Radialis (ECR) and analyzed after EMG signal being full-wave rectified and smoothed with a zero-lag 4th order low-pass with Butterworth 6 Hz filter. The peak linear envelope was used to normalize the EMG signal and mean EMG intensity normalized (% peak) was compared between groups (DCP vs. Controls). A two-way Anova was used to comparisons between groups and movements with *post hoc* analysis, using the Bonferroni correction and the *t*-test for multiple pair-wise comparisons, maintaining an alpha level of 0.05 for significance analysis.



Results: Patients with DCP exhibited statistically significantly decreased muscle activity in the AD, LD and BB. On the going phase, there is decreased muscle activity in AD, LD and, during the adjustment phase in AD and BB and in AD during return phase.

Discussion: DCP patients showed decreased muscle activity mainly during movement going phase, except for AD muscle. This result adds information to the results of Artelheiro et al. [1], which showed significantly lower range of motion values for shoulder and elbow flexion and forearm pronation in the DCP during the same task.

The results also suggest that patients with DCP may have muscles disability responsible for stabilization and motor control of the proximal upper extremity joints.

Reference

[1] Artelheiro, et al. *Gait Posture* 2014;39:875–81.

* Corresponding author.

E-mail address: plucareli@hotmail.com (P.R.G. Lucareli).

7.2 Encontro de IC 2016

Ciências da Saúde

030890/2016

ATIVIDADE MUSCULAR NA FUNÇÃO DE LEVAR A CANECA A BOCA EM DISCINÉTICOS ADULTOS

BARCALA, L.; POLITTI, F.; LUCARELI, P.R.G.

lubarcala@hotmail.com

Uninove

Apoio: PIBIC/CNPq

Os pacientes com paralisia cerebral do tipo discinético (PCD) apresentam uma grave disfunção de membros superiores. Essa disfunção ocorre por uma falta de controle do movimento, onde os movimentos involuntários não são inibidos e influenciam na realização das tarefas funcionais. O presente estudo compara a atividade muscular de membro superior (MS) dominante na função de levar uma caneca à boca, por meio da análise eletromiográfica (EMG), em dois grupos de indivíduos adultos, o grupo com PCD (GPC) e o grupo controle (GC) com indivíduos saudáveis. Dezesesseis adultos participaram do GPC ($29,63 \pm 4,42$ anos) e dezesseis adultos para o GC controle ($23,98 \pm 5,68$ anos), de ambos os gêneros, realizaram seis movimentos consecutivos de levar uma caneca à boca com o membro superior dominante, onde cada movimento foi composto por três fases: ida, ajuste e retorno da caneca à mesa. A caneca foi colocada a 75% do alcance máximo de cada sujeito. Os sinais da EMG de superfície foram extraídos dos músculos: Bíceps Braquial (BB), Tríceps Braquial (TB), Deltóide Fibras Claviculares (DFC), Deltóide Fibras Acromiais (DFA), Flexores de Punho (FP) e Extensores de Punho (EP). Posteriormente analisadas com Butterworth 6 Filtros Hz. O envelope linear de pico foi utilizado para normalizar o sinal EMG e a intensidade média normalizada (% pico) foi comparado entre os grupos (GPC X GC). Na análise estatística foi utilizada Anova para comparações entre os movimentos e entre os grupos com a análise post hoc, usando a correção de Bonferroni, e o teste t para comparações múltiplas de pares, mantendo um nível alfa de 0,05 para análise da significância. Os pacientes com PCD apresentaram diminuição estatisticamente significativa na atividade muscular em: DFC nas fases de ida, ajuste e volta; BB nas fases de ida e ajuste; e DFA na ida. Os resultados sugerem que pacientes com PCD podem ter deficiência nos músculos estabilizadores e no controle motor das articulações das extremidades superiores proximais.

Palavras-chave: Paralisia cerebral. Discinético. Membro superior. Eletromiografia. Adulto paralisia cerebral.

XIII Encontro de Iniciação Científica, 2016.

7.3 SHORT COMMUNICATION 2018

ARTICLE IN PRESS

Gait & Posture xxx (xxxx) xxx–xxx



Contents lists available at ScienceDirect

Gait & Posture

journal homepage: www.elsevier.com/locate/gaitpost

Short communication

P 105 – Co-activation of the elbow and wrist muscle during an upper limb functional task among adults with dyskinetic cerebral palsy

L. Barcala^a, F. Politti^a, M. Artilheiro^a, D. Speciali^b, S. Garbelotti^c, J. Correa^a, P. Lucareli^{a,*}^a Nove de Julho University, Human Motion Analysis Laboratory, Rehabilitation Science Department, São Paulo, Brazil^b Albert Einstein Hospital, Movement Analysis Laboratory, São Paulo, Brazil^c Universidade Cidade de São Paulo, Physical Therapy, São Paulo, Brazil

ARTICLE INFO

Keywords:

Cerebral palsy
EMG
Upper limb
Co-activation
Dyskinetic

1. Introduction

Dyskinetic cerebral palsy (DCP) patients experience considerable variability in their purposeful movements due to involuntary movements that contribute to functional impairment [1]. Co-activation may represent a motor control strategy in situations with a need of increased joint stability or improved movement accuracy [2], and may be compromised in DCP patients.

2. Research question

Is co-activation one of the motor control factors that is altered in adult DCP during a functional upper limb task?

3. Methods

Fourteen adults with DCP [27.8 ± 4.09 years; MACS II(8); III(3) IV (3)] and fourteen control adults (23.98 ± 5.68 years) performed five consecutive movements of bringing a mug to the mouth using their dominant arm. The mug was placed at 75% of each subject's maximum reach. The trajectory and velocity thresholds of the third finger markers were computed using numeric differentiation to determine the going, adjusting, and returning phases of the movements. Surface EMG signals were extracted from Biceps Brachii (BB), Triceps Brachii (TB), Flexor Carpi Ulnaris (FCU) and Extensor Carpi Radialis (ECR). The linear EMG envelopes was calculated after EMG signal being full-wave rectified and smoothed with a zero-lag 4th order low-pass with Butterworth filter a

6 Hz. The peak linear envelope from five cycles was used to normalize the EMG signal. The co-activation index (CAI) was calculated [2] for two agonist–antagonist couples muscle (BB/TB and FCU/ECR) in both group. Integration of the overlapping area between the two normalized linear envelopes defined the CAI (Fig. 1). An unpaired *t*-test was used to comparisons between groups DCP and controls maintaining an alpha level of 0.05 for significance analysis.

4. Results

There was a higher co-activation between BB/TB in the adjusting ($p = 0.01$) and returning phase ($p = 0.001$); and lower co-activation between the FCU/ECR ($p = 0.01$) in the adjusting phase in patients with CPD compared to the control group (Fig. 1).

5. Discussion

Higher levels of co-activation increases joint stability, which, in turn, enhance movement accuracy. This allows the motor system to respond more quickly to perturbations, which are likely to be present in children with DCP due to irregular and jerky movements of the upper limb during adjusting phase. Returning phase is a deceleration phase of movement and gravity-assisted, thus the children could take advantage of the inertial forces which increased with movement velocity, however CAI was most negatively correlated [3] with velocity in spastic CP children, suggesting that the lower CAI in the return phase occurs in an attempt to increase the ROM and movement velocity.

* Corresponding author.

E-mail addresses: paulolucareli@uni9.pro.br, plucareli@hotmail.com (P. Lucareli).<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.07.028>

0966-6362/ © 2018 Published by Elsevier B.V.

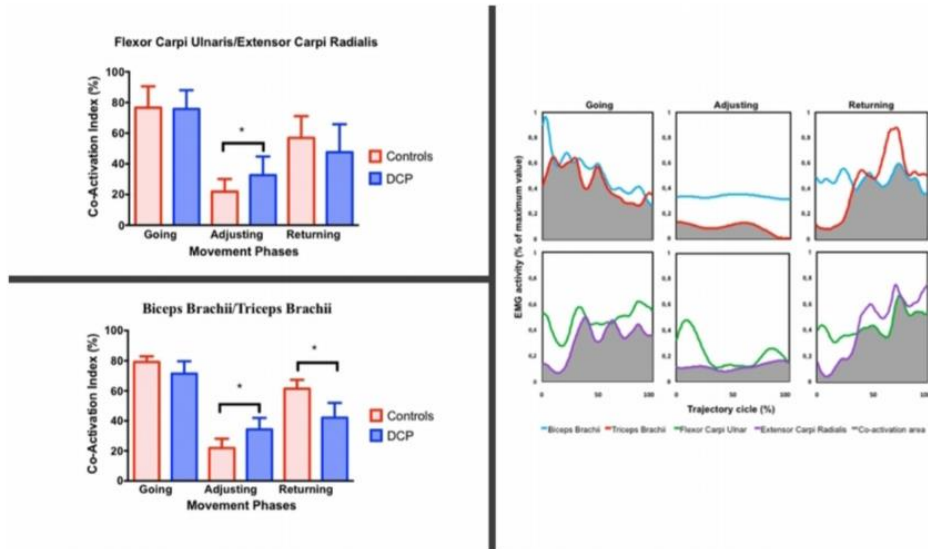


Fig. 1. Example of the EMG activity curves of one DCP during the task performed as well as the co-activation area.

References

- [1] Artilheiro, et al., *Gait Posture* 39 (2014) 875–881.
- [2] Braendvik, et al., *J. Electromyogr. Kinesiol.* (22) (2012) 137–144.
- [3] Sarcher, et al., *Clin. Neurophysiol.* 128 (2017) 4–13.

7.4 SUBMISSÃO ARTIGO 1

20-Oct-2018

Dear Dr. Lucareli,

Your manuscript entitled "Adult dyskinetic cerebral palsy: upper limb movement and muscle function." has been successfully submitted online and is presently being given full consideration for publication in Acta Neurologica Scandinavica.

Your manuscript ID is ANE-O-10-18-545.

Please mention the above manuscript ID in all future correspondence or when calling the office for questions. If there are any changes in your street address or e-mail address, please log in to Manuscript Central at <https://mc.manuscriptcentral.com/ane> and edit your user information as appropriate.

You can also view the status of your manuscript at any time by checking your Author Center after logging in to <https://mc.manuscriptcentral.com/ane>

Thank you for submitting your manuscript to Acta Neurologica Scandinavica.

Sincerely,

Acta Neurologica Scandinavica Editorial Office

Adult dyskinetic cerebral palsy patients: a cross-sectional study comparing muscle activity and upper limb movement analysis during drinking

Luciana Barcala¹

Fabiano Politti¹ ORCID 0000-0001-6383-0034

Paulo Roberto Garcia Lucareli¹ ORCID 0000-0002-7148-575X

¹ Department of Rehabilitation Science, Human Motion Analysis Laboratory, Universidade Nove de Julho, São Paulo, Brazil

Corresponding author: Paulo Roberto Garcia Lucareli

Address: UNINOVE, Rua Vergueiro, 235, São Paulo, SP, Brazil.

Email paulolucareli@uninove.br; plucareli@hotmail.com

Word count: 2528.

Adult dyskinetic cerebral palsy patients: a cross-sectional study comparing muscle activity and upper limb movement analysis during drinking

Abstract

Aim: The aim of this study was to characterize upper motor neuron function during a comparative analysis of electromyographic and upper limb movement analysis during drinking between healthy adults and individuals with dyskinetic cerebral palsy. **Method:** Fifteen healthy individuals (CG) and fifteen individuals with DCP (DG) participated in the study. Upper limb function was analyzed during drinking and consisted of a task divided into three phases: the going, the adjustment, and the return. **Results:** Electromyographic analysis revealed a lower activity of the anterior deltoid, posterior deltoid, and biceps brachii muscles in the DG. When comparing the interactions between groups and phases, only biceps brachii show lower muscle activity during going and adjustment phases. The DG presented a smaller range of motion (ROM) for the shoulder, elbow, forearm and wrist movements. An interaction between groups and phases showed smaller ROM for the flexion and internal rotation of the shoulder, elbow flexion, forearm pronation and ulnar deviation in the return phase compared to CG. **Interpretation:** The results may contribute positively to the quantification of the level of motor impairment and may be used as a reference for the development of therapeutic interventions for patients with DCP.

Keywords: cerebral palsy, dyskinetic cerebral palsy, electromyographic, upper limb.

What this paper adds:

Adults DCP doesn't have greater muscle antagonists to the movement activity. Biceps brachii muscle showed lower muscle activity during going and returning phases in DCP.

DCP showed smaller ROM during going and returning phase of drinking.

Introduction

Cerebral palsy (CP) is a term used to classify individuals with non-progressive lesions of the immature brain and consequent movement difficulty and postural instability.¹ CP is the most prevalent cause of chronic motor function impairment.² Patients with CP are categorized by movement disorder type, which may be spastic, dyskinetic (dystonia or choreoathetosis), or ataxic. The degree of functional impairment varies, depending on a combination of type, topography of motor dysfunction, and severity.² Although clinical changes are not progressive, the health care of individuals with CP should be continuous because their motor function may decline throughout their lives.

The average lifetime cost for an individual with CP, including medical, non-medical, and special education expenses, is \$1.2 million.³ Scientific evidence of interventions for maintaining physical function and mobility is limited, and the existing studies are usually of low methodological quality.⁴ The same is true for treatments for muscle tone changes in dystonia of adults with CP.⁵ This implies a gap in the literature on the natural history of the disease as well as the quality and cost-effectiveness of the interventions,⁶ especially in the adult population.⁷

Spastic CP is the most prevalent and widely studied type.⁸ However, dyskinetic CP (DCP) also has a high prevalence (15–20%)⁹ in the total population with the disease, affecting 1 in 500 newborns and 17 million people worldwide.⁶ DCP is less well studied and known than the other CP types in terms of brain injury consequences and patient needs; thus, further studies are needed to investigate the functional capacity of DCP.^{5,10}

Motor disorders of patients with DCP persist in adulthood and are triggered by involuntary and sustained muscle contractions that result in repetitive torsional movements and abnormal postures.⁹ Studies have suggested that these movement disorders occur because of a lack of control over involuntary muscular activity caused by a congenital lesion in the basal nuclei, which is characteristic of hyperkinetic movements.¹¹ The daily tasks requiring the use of the upper limbs are most affected, with individuals having compromised performance in the tasks of holding, releasing, and reaching objects and in terms of grip strength, sensitivity, velocity, and precision.¹²

It is suggested that physiological actions such as co-contraction, involuntary activation of the antagonist muscles, and overflow of the electromyographic activity (EMG) of muscles not involved in voluntary movement, as well as the sum of these changes, cause movement dysfunction during the tasks performed by patients with DCP.¹³

Movement analysis through the study of kinematics focuses on the lower limbs and provides a comprehensive understanding of the locomotion of patients with CP.¹⁴ However, upper limb function can be considered neglected in the literature to some extent, except for a few studies on spastic¹² and hemiparetic CP,¹⁵ functional activity,¹⁶ movements of more than one joint,¹⁷ and simultaneous EMG activities of the proximal and distal muscles.¹⁸

Only one study to date has evaluated the drinking task in adult patients with DCP, characterizing it as less smooth, slow, and with a reduced range of motion (ROM) of the shoulder and elbow joints compared to that in healthy adults.¹⁹

Therefore, this study aimed to characterize upper-limb motor function in patients with DCP and healthy adults through a comparative analysis of EMG activity and upper-limb movements during the drinking task. We hypothesized that patients with DCP have greater muscle activity in the muscle antagonists to the movement and smaller ROM during the task using the upper limbs compared to healthy adults.

Method

This cross-sectional study was conducted at the Center for Research in Movement Analysis (NAPAM) of Nove de Julho University (Uninove) in São Paulo, Brazil and was approved by the Local Ethics and Research Committee and all participants were informed about the procedures of the study and signed the Informed Consent Term. Fifteen adult individuals with dyskinetic CP who were able to understand simple verbal commands and voluntarily move the upper limb in the proposed task but had some motor dysfunction classified as levels II–IV according to the Manual Ability Classification System were included in the dyskinetic group (DG).²⁰ Patients with upper-limb joint deformities, rheumatic diseases, orthopedic injuries, visual or hearing impairments, muscle stretching and transposition, or skin lesions compromising marker and electrode placement; who received botulinum toxin injection in the previous 6 months; or who underwent tendon repair surgery were excluded from

the DG. Fifteen adults of the same age were included in the control group (CG). Individuals with uncontrolled disease, rheumatic disease, neurological disease, orthopedic injury, visual or auditory impairments, or skin lesions compromising marker or electrode placement as well as those who underwent surgeries in the dominant upper limb were excluded from the CG.

Equipment

Kinematic data were captured by 8 Vicon® infrared cameras (Oxford Metrics Group, Oxford, UK) with a capture frequency of 120 Hz. Surface EMG signals were obtained by an 8-channel acquisition system with the data transmitted by telemetry (EMG System do Brasil Ltda®) (amplifier gain, 1000x; common rejection mode ratio > 110 dB; band pass filter, 20–500 Hz; and 16-bit analog to digital converter) at a sampling frequency of 1920 kHz and synchronized with the kinematic data.

Procedures

All participants in the study were evaluated using an initial evaluation card consisting of personal and anthropometric data. Subsequently, the retroflexive markers were placed on the head, trunk, and upper limb according to the model described by Artilheiro et al.,¹⁹ whereas the EMG electrodes were placed on the shoulder and elbow according to SENIAM criteria²¹ and in the wrist according to Criswell criteria.²²

Muscle activity was detected using disposable, self-adhesive, differential, bipolar, Ag/AgCl surface electrodes measuring 1 cm in diameter (Medi-Trace, Kendall Healthcare), with a center-to-center inter-electrode distance of 2 cm. Surface electrodes were positioned on the Anterior Deltoid (AD), Posterior Deltoid (PD), Biceps Brachii (long head) (BB), Triceps brachii (lateral head) (TB) extensors carpi radialis (ECR) and e Flexor carpi radialis (FCR).^{21,22}

To perform the task, the volunteers were placed in a chair with adjustable height for lower-limb alignment at approximately 90°. The table with the height adjustable at the 90° elbow flexion position was placed in front of the volunteer with an “X” marked at the center for mug placement at the midline of the body and 75% maximum passive extension of the elbow. The 10.7-cm-tall cylindrical shaped mug was 8 cm in diameter and weighed 0.350 kg, which is equivalent to

50% of the volume of the liquid in the mug. The dominant upper limb that performed the task was positioned on the table and gripped the mug, whereas the non-dominant upper limb was positioned along the body. In the DG subjects, the trunk was stabilized with two Velcro strips in the upper trunk to prevent it from influencing the upper limb activity. For this reason, the head and trunk movement data were not analyzed.

Once the volunteers were properly positioned, they were instructed to bring the mug to their mouths, drink the liquid, and return it to the table. This task was performed 6 consecutive times at a comfortable velocity without release of the mug between intervals. A trial was performed before data collection for familiarization and task orientation. The figure 1 illustrates going, adjusting and returning phases of movement cycle.

Data processing

The data were collected and then reconstructed, named, and processed in Vicon Nexus[®] 2.7 software. The three-dimensional coordinates of the markers were filtered by a low-pass Hamming filter at a 10-Hz cut-off frequency.¹⁹ The trajectory and velocity threshold of the marker positioned on the third finger were computed using numerical differentiation to determine the task phases. The beginning of the going and returning phases was defined as the time at which the finger marker velocity was >50 mm/s, whereas the end was defined as the time at which the velocity was <50 mm/s.¹⁹

The kinematic variable analyzed was ROM, defined in this study as the absolute difference between the highest and lowest value reached in each going, adjusting, and returning phase. These variables were flexion and extension; abduction and adduction; shoulder internal and external rotation; elbow flexion and extension; forearm pronation and supination; wrist flexion and extension; and hand ulnar and radial deviation.

Neuromuscular activation was analyzed for each muscle and for each phase, after EMG signal being full-wave rectified and smoothed with a zero-lag 4th order low-pass with Butterworth filter a 6 Hz. The peak linear envelope from five cycles it was used to normalize the EMG signal and mean EMG intensity normalized (% peak) was compare between DG and CG groups.

All EMG signals were analyzed offline using specific routines carried out in the Matlab program (version R2010a; The MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

Statistical analysis

The Shapiro-Wilk test was used to determine the distribution of the data. A two-way Anova was used to comparisons between groups and movements and *post hoc* analysis, using the Bonferroni correction and the *t*-test for multiple pair-wise comparisons, maintaining an alpha level of 0.05 for significance analysis. The Statistical Package for Social Sciences, version 24 was used for the analysis (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

Result

Anthropometric data (age, gender, dominant side, height, body mass, BMI and MACS score) are shown in Table 1.

Table 2 shows the EMG activity results. DG showed lower activity in the anterior deltoid muscle (AD) ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.28$), posterior deltoid muscle (PD) ($p < 0.05$, $\eta_p^2 = 0.06$), and biceps brachii muscle (BB) ($p = 0.001$, $\eta_p^2 = 0.2$).

Analysis of the interaction between groups and phases revealed that BB had lower DG activity ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.11$) in the going and adjusting phases.

Table 3 shows the ROM results. DG showed smaller ROM of the shoulder ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.489$), elbow ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.606$), forearm ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.104$), and wrist ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.517$) movements. In the interaction between groups and phases, DG showed smaller flexion ROM ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.215$), shoulder internal rotation ($p < 0.05$, $\eta_p^2 = 0.106$), elbow flexion ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.475$), forearm pronation ($p < 0.05$, $\eta_p^2 = 0.106$), and ulnar deviation ($p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.275$) in the going and returning phases compared to CG.

Discussion

The present study aimed to analyze muscular and kinematic activity during the drinking task. This is a seemingly simple daily activity for healthy

individuals but is very challenging for adults with DCP. Compared with reaching or pointing tasks, in which precision is necessarily greater at the end of the task, the act of bringing a mug to the mouth, drinking the liquid, and returning it to the table requires the trajectory to be restricted and requires continuous monitoring of precision as the movement is performed. The same is true when a spoon is carried; the movement does not allow for great velocity as this leads to inefficient performance.¹⁸

Our hypothesis that adult patients with DCP show higher EMG activity than healthy adults was not confirmed. The AD, PD, and BB muscle activities were lower in the intragroup comparison. The interaction between groups and phases was observed, and only the BB muscle showed lower muscle activity in the going and adjusting phases.

Previous studies found greater EMG activity in children with dystonia in the limb performing the task^{18,23} and the limb standing at rest²⁴ because of reflex activation, overflow of the antagonist muscles, and direct muscular drive. The EMG activities of the anterior, posterior and lateral deltoid, BB, and TB muscles used to carry a spoon from one point to another on a table²⁵ and in the flexor carpi ulnar, radial extensor carpi, BB, and TB in the acromial and clavicular regions used during writing¹⁸ were higher than those of the CG. However, during reaching tasks, the muscles showed low activity levels and co-contraction between the BB and TB.⁸ BB activation in children with spastic hemiparesis CP and healthy children was lower during reach-to-grasp tasks requiring forearm pronation than during tasks that required supination.¹⁵

During the kinematics comparison, our hypothesis that a smaller ROM would be observed in the intragroup comparisons of the shoulder, forearm, and wrist was confirmed. We noted an interaction between groups and phases. In the going phase, DG showed smaller flexion and shoulder internal rotation ROM, elbow flexion, forearm pronation, and wrist radial deviation; in the returning phase, DG showed smaller extension ROM and shoulder external rotation, elbow extension, forearm supination, and wrist ulnar deviation.

The results of Artilheiro et al.¹⁹ agree with our findings. Moreover, this was the only study to evaluate the drinking task in adult patients with DCP, and the authors reported a smaller ROM of shoulder flexion and elbow and forearm pronation during the task without considering the movement phases. The

authors emphasized that, despite the variability found, the elbow flexion ROM was the only relatively consistent movement.

Although it was difficult to compare our results to those of other studies due to the type of task analyzed, it is possible to infer from the results that reductions in AD, PD, and BB activities seem related to the need for stabilization of the proximal region of the upper limb in response to involuntary muscular activity and the task of bringing the mug to the mouth and returning it to the table. Whether the hypothesis that less activity is associated with better stability of the proximal region of the upper limb is correct, it is possible that this motor strategy secondarily facilitates distal muscle action. The interaction found in the BB action during the going and adjusting phases can be attributed to the low variability in elbow flexion during drinking¹⁹ as well as its biarticular function as the greatest ROM occurs during shoulder and elbow flexion. However, further studies elucidating why there was no interaction in the returning phase are required.

When performing upper limb tasks, subjects minimize the variation of the arm position for a given movement time to obtain a specific variation and position optimization.²⁶ This criterion is accomplished less effectively in patients with dystonia, as neural control commands are corrupted by noise and in whom variation is more vulnerable than in healthy subjects.²⁷

When the upper limb is passively moved, experimental models mimicking dyskinetic disorders have shown involuntary resistance, increased EMG responses of the antagonist muscles, and delayed muscle relaxation, as found in humans. Both models suggest that these responses reduce the ROM when movements are voluntary.²³

Inconsistent movement patterns result from one's inability to eliminate undesirable components and compensatory movements.²⁸ Studies have suggested that variable pathophysiological mechanisms and neuroanatomical substrates can lead to this movement disorder, perhaps due to a shared pathway. Although lesions in the basal ganglia are the most well-known cause,²⁹ recent findings indicate that basal ganglia and the thalamocortical and cerebellum-thalamus-cortical structures are involved in the disorder's onset.³⁰

Our findings suggest that, although restriction of the trunk movements is the best procedure for isolating the upper limb movements, it limits the natural

condition of the task since the movements of the upper limbs performed by patients with DCP involve trunk action and compensation. Although the model used for kinematic analysis provides good reproducibility, even in patients with DCP,¹⁹ it is too simple to evaluate certain movements of the upper limbs. However, the analysis performed in this study adds knowledge to the current literature and fills an important gap on the studied subject, making it possible to quantify motor impairment level and serving as a reference for the development of therapeutic interventions for patients with DCP.

References

1. Lawrence H, et al. Effectiveness of Exercise on Functional Mobility in adults with Cerebral Palsy: A Systematic Review. *Physiother Can* 2016; 68(4):398-407.
2. Owen T, et al. Stable cognitive functioning with improved perceptual reasoning in children with dyskinetic cerebral palsy and other secondary dystonias after deep brain stimulation. *Eur J Paediatr Neurol* 2017;21(1): 193-201.
3. Tonmukayakul U, Shih STF, Bourke-Taylor H, Imms C, Reddihough D, Cox L, Carter R. Systematic review of the economic impact of cerebral palsy. *Res Dev Disabil* 2018; 80:93-101.
4. National Institute for Health and Care Excellence (NICE). Interventions that improve function and participation: physical function. NICE guidance in development. Accessed 2th August 2018 (<https://www.nice.org.uk/guidance/GID-NG10031/documents/evidence-review-11>).
5. National Institute for Health and Care Excellence (NICE) Management of abnormal muscle tone: treatments to reduce dystonia. NICE guidance in development. Accessed 2th August 2018 (<https://www.nice.org.uk/guidance/GID-NG10031/documents/evidence-review-3>).
6. Shih STF, et al. Economic evaluation and cost of interventions for cerebral palsy: a systematic review. *Dev Med Child Neurol* 2018; 1-16.
7. Marцениuk G. Economic evaluations of interventions for people with cerebral palsy: implications for future research. *Dev Med Child Neurol*. 2018; 60 (6):532.
8. Sanger TD. Movement Disorders in Cerebral Palsy. *Journal of Pediatric Neurology* 2015; 13:198-207.
9. Aravamuthan BR, Waugh JL. Localization of Basal Ganglia and Thalamic Damage in Dyskinetic Cerebral Palsy. *Pediatr Neurol* 2016; 54:11-21.
10. Himmelmann K. The quest for patterns in dyskinetic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2016; 58(2):112.
11. Sanger TD. Arm trajectories in dyskinetic cerebral palsy have increased random variability. *J Child Neurol* 2006; 21(7):551-7.

12. Arner M, et al. Hand function in cerebral palsy. Report of 367 children in a population-based longitudinal health care program. *J Hand Surg Am* 2008; 33(8):1337-47.
13. Malfait N, Sanger TD. Does dystonia always include co-contraction? A study of unconstrained reaching in children with primary and secondary dystonia. *Exp Brain Res* 2007; 176(2):206-16.
14. Gross R, et al. The influence of gait speed on co-activation in unilateral spastic cerebral palsy children. *Clinical Biomechanics* 2013; 28(3):312-317.
15. De Bruin M, et al. Biceps brachii can add to performance of tasks requiring supination in cerebral palsy patients. *J Electromyogr Kinesiol* 2013; 23(2):516-22.
16. Coluccini M, et al. Kinematic characterization of functional reach to grasp in normal and in motor disabled children. *Gait & Posture* 2007; 25(4):493-501.
17. Feltham M G, et al. Assessment of neuromuscular activation of the upper limbs in children with spastic hemiparetic cerebral palsy during a dynamical task. *J Electromyogr Kinesiol* 2010; 20(3):448-56.
18. Lunardini F, Increased task-uncorrelated muscle activity in childhood dystonia. *J Neuroeng Rehabil* 2015; 12:52.
19. Artilheiro MC, et al. Three-dimensional analysis of performance of an upper limb functional task among adults with dyskinetic cerebral palsy. *Gait Posture* 2014; 39(3):875-81.
20. Silva DBR, Li FC. Manual Ability Classification System (MACS): reliability between therapists and parents in Brazil. *Braz J Phys Ther* 2015;19:26-33.
21. Hermens H J, et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10(5):361-74.
22. Criswell E. *Introduction to Surface Electromyography*. Boston, MA: Jones and Bartlett Publishers 2011.
23. Sohn WJ, Niu CM; Sanger TD. Increased long-latency reflex activity as a sufficient explanation for childhood hypertonic dystonia: a neuromorphic emulation study. *J Neural Eng* 2015; 12(3):036010.

24. Pons R, Vanezis A, Skouteli H, Papavasiliou A, Tziomaki M, Syrengelas D, Darras N. Upper Limb Function, Kinematic Analysis, and Dystonia Assessment in Children With Spastic Diplegic Cerebral Palsy and Periventricular Leukomalacia. *J Child Neurol* 2017; 32(11):936-941.
25. Lunardini F, Bertucco M, Casellato C, Bhanpuri N, Pedrocchi A, Sanger TD. Speed-Accuracy Trade-Off in a Trajectory-Constrained Self-Feeding Task: A Quantitative Index of Unsuppressed Motor Noise in Children With Dystonia. *J Child Neurol* 2015;30(12): 1676-85.
26. Harris CM, Wolpert DM. Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature* 1998;394:780-4.
27. Sanger TD; Kaiser J; Placek B. Reaching movements in childhood dystonia contain signal-dependent noise. *J Child Neurol* 2005;20:489-96.
28. Butler EE; Ladd AL, Lamont LE, Rose J. Temporal-spatial parameters of the upper limb during a reach and grasp cycle for children. *Gait and Posture* 2010;32(3): 301-6.
29. Kojovic M, Páez I, Kassavetis P, et al. Secondary and primary dystonia: pathophysiological differences. *Brain* 2013;136:2038-2049.
30. Lehericy S, Tijssen MA, Vidailhet M, Kaji R, Meunier S. The anatomical basis of dystonia: current view using neuroimaging. *Mov Disord* 2013; 28:944-957.

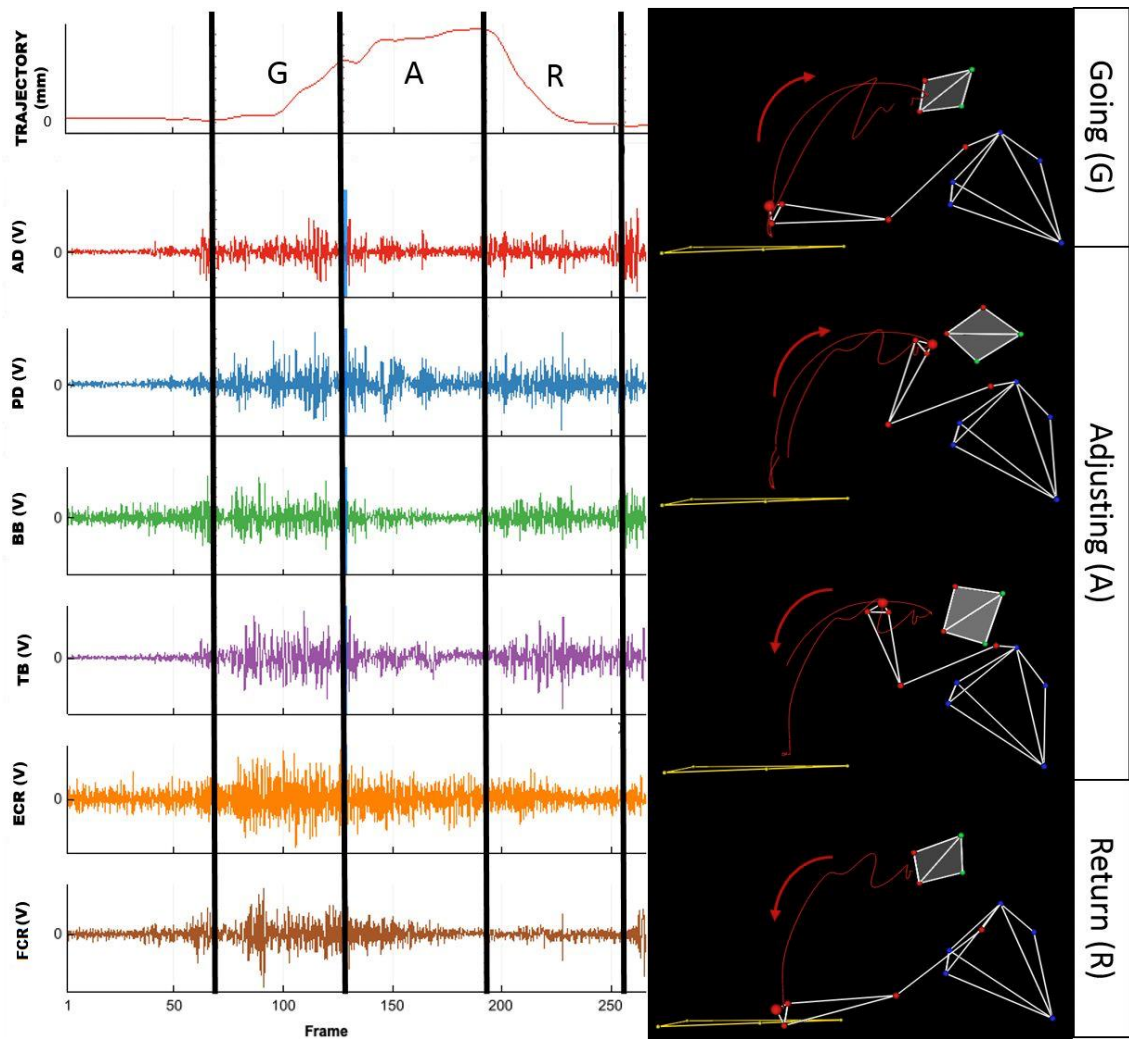


Figure 1. Illustration of going (G), adjusting (A) and returning ® phases of movement cycle, electromyographic signals and hand marker trajectory. AD: anterior deltoid; PD: posterior deltoid; BB: bíceps brachii; TB: tríceps brachii; ECR: extensors carpi radialis; FCR: flexor carpi radialis; V (Volts); mm (millimeters).

Table 1. Demographic data of the sample with the respective means \pm standard deviation

	DG N = 15	CG N = 15
Age (years)	29,53 \pm 6,63	23,62 \pm 3,77
Gender	9 M / 6 F	3 M / 12 F
Dominant side	10 L / 5 R	15 R
Height (m)	1,62 \pm 0,12	1,68 \pm 0,07
Body mass (Kg)	58,33 \pm 9,46	61,63 \pm 11,54
BMI (Kg/m ²)	21,765 \pm 2,79	22,19 \pm 6,29
MACS	II (8); III (3); IV (4)	-

Abbreviations: DG: Dyskinetic Group; CG: Control Group; M: Male; F: Female; L: Left; R: Right; m: meters; Kg: kilograms; BMI: body mass index; MACS: Manual Ability Classification System.

Table 2. Mean and standard deviation the EMG activity (% peak) for the phases going, adjusting e returning.

Muscles	Going		Adjusting		Returning		Two-way ANOVA interactions			
	DG	CG	DG	CG	DG	CG	Group		Group vs Phases	
							p value	Eta	p value	Eta
AD ^a	0,32±0,16	0,48±0,11	0,28±0,15	0,47±0,11	0,34±0,13	0,44±0,08	<0,001	0,28	0,19	0,03
PD ^a	0,49±0,1 ^a	0,57±0,13	0,46±0,12	0,51±0,15	0,43±0,14	0,51±0,13	<0,05	0,06	0,97	0,001
BB ^a	0,27± 0,16 ^b	0,48±0,12	0,27±0,12 ^b	0,42±0,08	0,41±0,15	0,43±0,09	<0,001	0,2	< 0,01	0,11
TB	0,39±0,10	0,43±0,08	0,34± 0,14	0,29±0,09	0,26±0,10	0,31±0,07	0,37	0,009	0,22	0,03
ECR	0,38±0,13	0,45±0,13	0,35±0,13	0,37±0,15	0,35±0,16	0,36±0,10	0,28	0,01	0,52	0,01
FCR	0,41± 0,12	0,49±0,10	0,36± 0,12	0,40±0,11	0,38±0,15	0,39±0,09	0,36	0,03	0,58	0,01

AD: anterior deltoid; PD: posterior deltoid; BB: bíceps brachii; TB: tríceps brachii; ECR: extensors carpi radialis; FCR: flexor carpi radialis;
^a Significant difference Group DG vs CG (p <0,05); ^b Significant difference Group vs Phases (p<0,05); η^2 : ETA; Effect size η^2 : Cohen's guidelines, 1998 (think: 0.01 = small, 0.06 = medium, 0.14 = large).

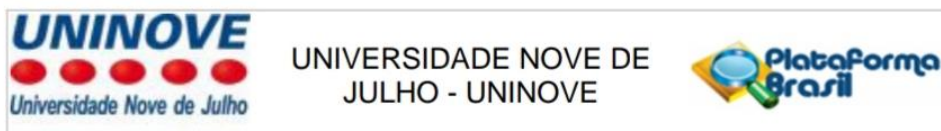
Table 3. Mean and standard deviation of the range of motion (degree) for the phases going, adjusting e returning.

ROM	Going		Adjusting		Returning		Two-way ANOVA interactions Group vs Phases			
	DG	CG	DG	CG	DG	CG	Group		Phases	
							p value	η_p^2	p value	η_p^2
SHO/FLX/EXT^a	14,82 ± 3,27 ^b	24,03 ± 6,62	3,36 ± 2,65	6,82 ± 5,05	7,29 ± 10,65 ^b	21,35 ± 7,29	<0,001	0,489	<0,001	0,215
SHO/ABD/ADU	9,90 ± 19,24	5,17 ± 2,88	8,74 ± 18,81	1,16 ± 1,03	10,08 ± 19,01	4,92 ± 3,11	0,054	0,049	0,913	0,002
SHO/IR/ER	10,54 ± 12,23 ^b	21,13 ± 4,15	7,12 ± 10,62	2,63 ± 1,99	12,18 ± 15,57 ^b	17,87 ± 5,41	0,066	0,044	<0,05	0,106
ELB/FLX/EXT^a	29,39 ± 17,08 ^b	74,37 ± 5,83	7,03 ± 6,18	5,03 ± 2,60	33,03 ± 19,66 ^b	70,58 ± 5,25	<0,001	0,606	<0,001	0,475
ELB/PRO/SUP^a	5,40 ± 3,24	19,52 ± 7,86	10,09 ± 21,04	7,51 ± 3,97	7,95 ± 8,51	17,11 ± 8,79	<0,001	0,104	0,337	0,106
HD/FLX/EXT	9,45 ± 14,04	7,96 ± 3,75	7,34 ± 11,1	1,4 ± 1,42	10,86 ± 12,28	4,36 ± 3,00	0,22	0,068	0,532	0,017
UDW/RDW^a	3,50 ± 3,77 ^b	16,31 ± 5,38	2,64 ± 3,20	4,03 ± 3,68	3,60 ± 4,55 ^b	15,33 ± 4,93	<0,001	0,517	<0,001	0,275

ROM: Range Of Motion; DG: Dyskinetic Group; CG: Control Group; SHO: shoulder; FLX/EXT: flexion/extension; ABD/ADU: Abduction/Adduction; IR/ER: internal rotation/external rotation; HD: hand; ELB: elbow; PRO/SUP: pronation/supination; UDW: ulnar deviation of the wrist/ radial deviation of the wrist; ^a Significant difference Group DG vs CG ($p < 0,001$); ^b Significant difference Group vs Phases ($p < 0,05$); η_p^2 : ETA; Effect size η_p^2 : Cohen's guidelines, 1998 (think: 0.01 = small, 0.06 = medium, 0.14 = large).

8. ANEXOS

8.1 COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Estudo das características biomecânicas e estratégias do controle neuromuscular de adultos jovens com paralisia cerebral do tipo discinético durante atividade funcional de membro superior.

Pesquisador: LUCIANA BARCALA CARRUBA

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 66704217.7.0000.5511

Instituição Proponente: ASSOCIACAO EDUCACIONAL NOVE DE JULHO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.080.847

Apresentação do Projeto:

A paralisia cerebral tipo discinética (PCD) afeta de 15% a 20% dos pacientes diagnosticados com paralisia cerebral e é uma causa comum de deficiência em crianças até a fase adulta. Esta deficiência provoca um distúrbio do movimento ocasionando contrações musculares involuntárias e sustentadas, que resulta em movimentos de torção, repetitivos e posturas anormais. A discinesia afeta a funcionalidade dos indivíduos, dos membros superiores, como as que dependem de prender e soltar objetos, alcançar, mudar de velocidade e precisão, força de preensão e sensibilidade. Esta pesquisa trata-se de um estudo observacional com desenho metodológico transversal que será desenvolvido e executado no Núcleo de Apoio à Pesquisa em Análise do Movimento da Universidade Nove de Julho. O trabalho será dividido em três estudos independentes, com os seguintes objetivos: analisar e comparar a atividade neuromuscular e a amplitude de movimento durante a tarefa de beber em adultos jovens saudáveis e com paralisia cerebral do tipo discinética; comparar as estratégias neuromusculares e do movimento de adultos jovens saudáveis e com paralisia cerebral do tipo discinética sob a interferência de diferentes cargas aplicadas ao antebraço; comparar o sinergismo e a co-ativação muscular dos músculos dos membros superiores de adultos jovens com paralisia cerebral do tipo discinético e seu impacto sobre o movimento e o uso de cargas durante a atividade funcional de beber. A

Endereço: VERGUEIRO nº 235/249

Bairro: LIBERDADE

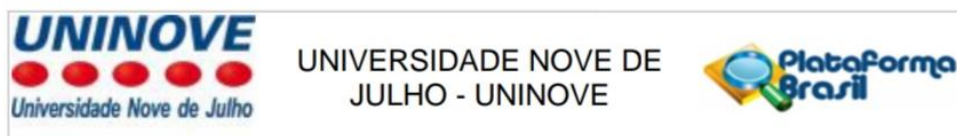
CEP: 01.504-001

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3385-9197

E-mail: comitedeetica@uninove.br



Continuação do Parecer: 2.080.847

cinemática tridimensional e a atividade eletromiográfica de cada voluntário será coletada durante a tarefa de levar uma caneca à boca. Esta será realizada apenas com o peso da caneca e nas condições com cargas de 10%, 20% e 30% da força máxima do voluntário. Para análise estatística será aplicada ANOVA na comparação entre grupos e fases dos movimentos com a análise post hoc. Utilizado a correção de Bonferroni e o teste t para comparações múltiplas de pares, mantendo um nível alfa de 0,05 para análise da significância.

Objetivo da Pesquisa:

Estudo 1 – Analisar e comparar a atividade neuromuscular e a amplitude de movimento durante a tarefa de beber em adultos jovens saudáveis e com paralisia cerebral do tipo discinética.

Estudo 2 – Comparar as estratégias neuromusculares e do movimento de adultos jovens saudáveis e com paralisia cerebral do tipo discinética sob a interferência de diferentes cargas aplicadas ao antebraço. Estudo 3 – Comparar o sinergismo e a co-ativação muscular dos músculos dos membros superiores de adultos jovens com paralisia cerebral do tipo discinético e seu impacto sobre o movimento e o uso de cargas durante a atividade funcional de beber.

Estudo 3 – Comparar o sinergismo e a co-ativação muscular dos músculos dos membros superiores de adultos jovens com paralisia cerebral do tipo discinético e seu impacto sobre o movimento e o uso de cargas durante a atividade funcional de beber.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: O voluntário não terá prejuízo e não sofrerá nenhum dano físico ou desconforto durante a realização dos movimentos, que irá realizar durante a atividade. Caso haja alguma intercorrência ou imprevisto, o procedimento será interrompido imediatamente e apesar de improvável, caso necessário o paciente será encaminhado ao hospital mais próximo.

Benefícios: Os participantes desta pesquisa não terão benefícios diretos ou qualquer tipo de vantagem deste estudo. No entanto, pode-se esperar que os resultados desta pesquisa irão contribuir no tratamento da fisioterapia nos portadores de paralisia cerebral do tipo discinético.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto está dentro das normas do CEP.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos foram apresentados de acordo com as determinações do CEP.

Recomendações:

Não há recomendações.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendências. O projeto está adequado.

Considerações Finais a critério do CEP:

Para início da coleta dos dados, o pesquisador deverá se apresentar na mesma instância que

Endereço: VERGUEIRO nº 235/249

Bairro: LIBERDADE

CEP: 01.504-001

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3385-9197

E-mail: comitedeetica@uninove.br



UNIVERSIDADE NOVE DE
JULHO - UNINOVE



Continuação do Parecer: 2.080.847

autorizou a realização do estudo (Coordenadoria, Supervisão, SMS/Gab, etc). O sujeito de pesquisa (ou seu representante) e o pesquisador responsável deverão rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE apondo sua assinatura na última página do referido Termo, conforme Carta Circular no 003/2011 da CONEP/CNS. Somentamos que o pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado. Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Lembramos que esta modificação necessitará de aprovação ética do CEP antes de ser implementada.

Ao pesquisador cabe manter em arquivo, sob sua guarda, por 5 anos, os dados da pesquisa, contendo fichas individuais e todos os demais documentos recomendados pelo CEP (Res. CNS 466/2012). De acordo com a Res. CNS 196, IX.2.c, o pesquisador deve apresentar a este CEP/SMS os relatórios semestrais. O relatório final deverá ser enviado através da Plataforma Brasil, ícone Notificação. Uma cópia digital (CD/DVD) do projeto finalizado deverá ser enviada à instância que autorizou a realização do estudo, via correio ou entregue pessoalmente, logo que o mesmo estiver concluído.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_874477.pdf	10/05/2017 08:53:49		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	CEP.pdf	10/05/2017 08:53:33	LUCIANA BARCALA CARRUBA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	10/05/2017 08:52:23	LUCIANA BARCALA CARRUBA	Aceito
Folha de Rosto	FR.pdf	03/04/2017 09:45:54	LUCIANA BARCALA CARRUBA	Aceito
Cronograma	Cronograma.xls	17/03/2017 10:26:32	LUCIANA BARCALA CARRUBA	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: VERGUEIRO nº 235/249

Bairro: LIBERDADE

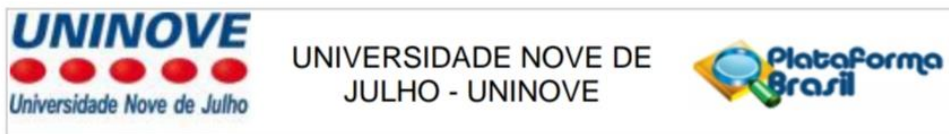
CEP: 01.504-001

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3385-9197

E-mail: comitedeetica@uninove.br



Continuação do Parecer: 2.080.847

SAO PAULO, 24 de Maio de 2017

Assinado por:
Andrey Jorge Serra
(Coordenador)

Endereço: VERGUEIRO nº 235/249

Bairro: LIBERDADE

CEP: 01.504-001

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)3385-9197

E-mail: comitedeetica@uninove.br

8.2 MANUAL DE ABILITY CLASSIFICATION SYSTEM

MACS

O que você precisa saber para utilizar o MACS?

A habilidade da criança em manipular objetos em atividades diárias relevantes, por exemplo, durante o brincar e o lazer, comendo e vestindo-se.

Em qual situação a criança é independente e até que ponto ela precisa de suporte e adaptação?

Distinções entre os níveis I e II

As crianças no nível I podem ter limitações para manipular objetos muito pequenos, pesados ou frágeis, o que requer controle motor fino minucioso, ou coordenação eficaz entre as mãos. Limitações também podem envolver desempenho em situações novas e não familiares. As crianças no nível II desempenham quase as mesmas atividades que as crianças do nível I, mas a qualidade do desempenho é menor, ou o desempenho é mais lento. Diferenças funcionais entre as mãos podem limitar a eficácia do desempenho. Crianças no nível II geralmente tentam simplificar a manipulação dos objetos, por exemplo, utilizando uma superfície de suporte ao invés de manipular objetos com as duas mãos.

I. Manipula objetos facilmente e com sucesso. No

máximo, limitações na facilidade de realizar tarefas manuais que requerem velocidade e precisão. Porém, quaisquer limitações nas habilidades manuais não restringem a independência nas atividades diárias.

Distinções entre os níveis II e III

As crianças do nível II manipulam a maioria dos objetos, embora lentamente ou com reduzida qualidade no desempenho. Crianças no nível III geralmente necessitam de ajuda para preparar a atividade e / ou requerem que sejam feitos ajustes no ambiente lá que sua habilidade em alcançar ou manipular objetos é limitada. Elas não conseguem desempenhar certas atividades e seu grau de independência está relacionado ao grau de apoio oferecido pelo contexto ambiental.

II. Manipula a maioria dos objetos mas com a

qualidade e / ou velocidade da realização um pouco reduzida. Certas atividades podem ser evitadas ou serem realizadas com alguma dificuldade; maneiras alternativas de realização poderiam ser utilizadas, mas as habilidades manuais geralmente não restringem a independência nas atividades diárias.

Distinções entre os níveis III e IV

As crianças do nível III podem desempenhar atividades selecionadas se a situação e pré-estabelecida e se tiverem supervisão e tempo suficiente. As crianças no nível IV necessitam de ajuda contínua durante a atividade e podem, na melhor das hipóteses, participar significativamente somente em partes de uma atividade.

III. Manipula objetos com dificuldade; necessita de

ajuda para preparar e/ ou modificar as atividades. O desempenho é lento e obtido com sucesso limitado em relação à qualidade e quantidade. Atividades são realizadas independentemente se elas tiverem sido organizadas ou adaptadas.

IV. Manipula uma variedade limitada de objetos

facilmente manipuláveis em situações adaptadas. Desempenham parte das atividades com esforço e com sucesso limitado. Requer suporte e assistência contínuos e/ ou equipamento adaptado, para mesmo assim realizar parcialmente a atividade.

Distinções entre os níveis IV e V

As crianças do nível IV desempenham parte de uma atividade, porém, necessitam de ajuda contínua. As crianças do nível V podem, quando muito, participar com um simples movimento em situações especiais, por exemplo, apertar um simples botão ou ocasionalmente pegar objetos que são táteis de segurar.

V. Não manipula objetos e tem habilidade

severamente limitada para desempenhar até mesmo ações simples. Requer assistência total.

8.3 FICHA DE AVALIAÇÃO INICIAL

AVALIAÇÃO

Nome:.....

Data de Nascimento:...../...../.....

Diagnóstico Completo:.....

Endereço:.....

Telefone para contato:

Peso Corporal:.....

Altura: