

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

MARIANA CUNHA ARTILHEIRO

**Análise tridimensional do movimento de membros superiores
com uso de pulseira de peso em adultos jovens saudáveis e com
Paralisia Cerebral do tipo discinético**

SÃO PAULO, SP

2011

MARIANA CUNHA ARTILHEIRO

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

Orientador: Prof. Dr. João Carlos Ferrari
Correa

Co-orientador: Prof. Dr. Paulo Roberto
Garcia. Lucareli

SÃO PAULO, SP

2011

FICHA CATALOGRÁFICA

Artilheiro, Mariana Cunha

Análise tridimensional do movimento de membros superiores com uso de pulseira de peso em adultos jovens saudáveis e com paralisia cerebral do tipo discinético. / Mariana Cunha Artilheiro. 2011.

105 f.

Dissertação (mestrado) – Universidade Nove de Julho – UNINOVE - Ciências da Reabilitação, São Paulo, 2011.

Orientador (a): Prof. Dr. João Carlos Ferrari Correa

1. Paralisia cerebral. 2. Movimentos involuntários. 3. Membro superior. 4. Biomecânica e fisioterapia.

I. Correa, João Carlos Ferrari

CDU 615.8

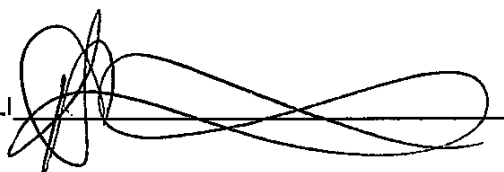
São Paulo, 12 de dezembro de 2011.

TERMO DE APROVAÇÃO

Aluno: MARIANA CUNHA ARTILHEIRO

Título da Dissertação: "ANÁLISE TRIDIMENSIONAL DO MOVIMENTO DE MEMBROS SUPERIORES COM USO DE PULSEIRA DE PESO EM ADULTOS JOVENS SADIOS E COM PARALISIA CEREBRAL DO TIPO DISCINÉTICO"

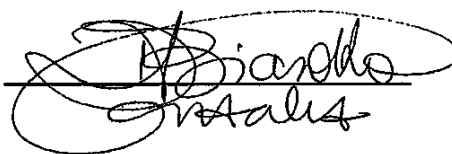
Presidente PROF. DR. PAULO ROBERTO GARCIA LUCARELI



Membro: PROFA. DRA SANDRA REGINA ALOUCHE



Membro: PROFA. DRA. DANIELA APARECIDA BIASOTTO GONZALEZ



DEDICATÓRIA

É com muito amor que dedico esta dissertação à minha família, meus pais e avós, presentes em corpo e pensamento, e aos irmãos, que a vida carinhosamente me enviou para incentivar a fazer dos meus sonhos realidade e colaborar para que toda esta jornada valha à pena, em busca do anseio de tornar esta profissão parte de minha vida.

AGRADECIMENTOS

À Deus, por me dar coragem e força nos momentos difíceis e por me guiar nos caminhos de minha vida.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia Lucareli, pelos inúmeros ensinamentos e, pela paciência, indiscutível dedicação e, sobretudo, confiança depositada em mim desde o período da graduação.

À minha amiga de mestrado e de vida, Danielli Souza Speciali, pelo apoio em tempo integral, pela cumplicidade e, sobretudo, pela construção de uma amizade sincera.

Às alunas de Iniciação Científica Luana M. Motta, Bárbara Alves e Vanessa Cardoso pela colaboração e compreensão nos momentos de ausência.

Ao engenheiro Wagner Godoy pela imensa colaboração na coleta dos dados.

Aos pacientes que se locomoveram ao local das coletas e concordaram em participar deste estudo.

Aos professores do Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação, que contribuíram para a minha formação profissional.

Aos colegas de mestrado, com quem compartilhei idéias, aulas e harmoniosos momentos.

À UNINOVE, por possibilitar a obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

RESUMO

O objetivo do estudo foi verificar a influência da pulseira de peso no desempenho do movimento de levar um copo cilíndrico com 50% de preenchimento de seu volume total à boca, em onze adultos jovens saudáveis (24,09 ± 3,73 anos) e dezesseis pacientes com Paralisia Cerebral do tipo discinético (que compuseram o GPCD) (29,63 ± 4,42 anos). Nove câmeras de infra vermelho Vicon[®] MX 40 (Oxford Metrics Group, Oxford, UK) capturaram a realização da tarefa nas condições sem carga – inicial e final – e com 10%, 20%, 30% da carga máxima, mensurada por meio de dinamômetro manual adaptado para a tarefa. O efeito das cargas no desempenho do movimento foi analisado por meio de parâmetros lineares temporais, de suavidade e de velocidade, bem como de parâmetros angulares da cinemática tridimensional das articulações do ombro e cotovelo. A execução do movimento na condição sem carga demonstrou que o GPCD apresenta movimentos mais lentos e menos suaves. Os movimentos também foram realizados com maior adução e rotação interna de ombro, maior flexão de cotovelo e pronação de antebraço em relação aos voluntários saudáveis. A aplicação das cargas no GPCD constatou que as mesmas não são capazes de modificar de maneira significativa as variáveis lineares e angulares envolvidas no movimento dos pacientes. Porém, quando a realização do movimento com aplicação de carga no GPCD foi comparada com adultos jovens saudáveis, observou-se influência nas variáveis fase de ida, relação ida e volta, média do *Jerk* e achatamento dos parâmetros lineares e nas variáveis angulares dos movimentos de ombro.

Palavras-chave: Paralisia Cerebral, movimentos involuntários, membro superior, biomecânica e fisioterapia.

ABSTRACT

This study aimed at verifying how weight bracelets affects the performance movement when taking a cylindrical glass with 50 % in filling of its total volume up to the mouth. This study involved 11 healthy young adults (20.36 ± 27.82 years old) and 16 patients with dyskinetic cerebral palsy (who composed the GPCD) (25.21 ± 34.05 years old). Nine infrared cameras Vicon® MX 40 (Oxford Metrics Group, Oxford, UK) were used for the initial and final task without weight, including 10 %, 20 %, 30 % of maximum weight and measured by using a manual dynamometer adapted for such task. How the weight affects the performance movement was assessed by using the time, smoothness and speed parameters and three-dimensional kinematic angle of the shoulder and elbow joint. Performing the movement without weight showed that patients with dyskinetic cerebral palsy move more slowly and less smoothly. Movements were also performed with more adduction and internal shoulder rotation, more elbow flexion and more forearm pronation concerning the healthy volunteers. The application of the loads in the GPCD found that they were not able to modify significantly the linear and angular variables involved in the movement of patients. However, when the movement execution with application of load on the GPCD was compared with healthy young adults, the results showed influence in going phase, going/returning relationship, average Jerk and skeweness of the linear parameters and angular variables of shoulder movements.

Keywords: Cerebral Palsy, involuntary movements, upper extremity, biomechanics and physiotherapy.

SUMÁRIO

RESUMO	vi
ABSTRACT	vii
LISTA DE TABELAS	ix
LISTA DE FIGURAS	x
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	xiv
CONTEXTUALIZAÇÃO	01
OBJETIVOS	06
MÉTODOS	08
RESULTADOS	20
DISCUSSÃO	40
CONSIDERAÇÕES FINAIS	54
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	56
APÊNDICES	66
APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	67
APÊNDICE B - <i>Manual Ability Classification System</i>	70
ANEXOS	72
ANEXO A - Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa.....	73
ANEXO B - Aceite da Revista Terapia Manual.....	74
ANEXO C - Artigo publicado na Revista Terapia Manual.....	75
ANEXO D - Comprovante de submissão à Revista Brasileira de Fisioterapia.....	87
ANEXO E - Artigo submetido à Revista Brasileira de Fisioterapia.....	88
ANEXO F - Comprovante de submissão de artigo à Revista Motriz.....	103
ANEXO G - Artigo submetido à Revista Motriz.....	104
ANEXO H - Resumos publicados em congressos e eventos.....	129

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Descrição das variáveis cinemáticas lineares

Tabela 2 - Caracterização do Grupo Controle (GC) e do Grupo Paralisia Cerebral Discinético (GPCD) quanto à idade, gênero, tipo de PCD, dominância, altura, peso, Índice de Massa Corpórea (IMC) e MACS, com valores numéricos expressos em média e intervalo de confiança inferior e superior.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** - Fluxograma com as etapas necessárias para composição da amostra do estudo. BQ: Bloqueio químico.
- Figura 2** - Imagens ilustrativas do teste executado para estimar a força isométrica máxima dos músculos envolvidos no movimento de levar um copo à boca por meio de um dinamômetro. Figura à esquerda, acima: dispositivo de prensão que simulou alça do copo da tarefa; figura à esquerda, abaixo: dinamômetro utilizado; figura da direita: padronização do posicionamento dos voluntários para execução da prova.
- Figura 3** - Representação da disposição dos marcadores utilizados durante a coleta dos dados, baseado no modelo de Rab G, Petuskey K, Bagley A.
- Figura 4** - Representação das fases de ida, ajuste e retorno do movimento de levar um copo à boca, com vista nos planos sagital e frontal.
- Figura 5** - Representação do perfil de velocidade do marcador do terceiro dedo na tarefa de levar um copo à boca. O limiar de 50 mm/s da trajetória delimita as fases de ida, ajuste e de retorno do movimento.
- Figura 6** - Média e desvio padrão do tempo de execução das fases de ida (s), ajuste (s) e de retorno (s) e da relação ida e volta (adimensional) do movimento de levar um copo à boca. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; s: segundos; *: $p \leq 0,05$; NS: não-significante.
- Figura 7** - Média e desvio padrão das variáveis índice de curvatura (IC), número de unidades de movimento (NUM) e da média do *jerk* (M *Jerk*). GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; #: adimensional; *: $p \leq 0,05$; NS: não-significante.

Figura 8 - Média e desvio padrão das variáveis velocidade média (V_m) (m/s) e pico de velocidade (V_p) (m/s), tempo para atingir o pico de velocidade (TPV) (s) e achatamento da curva de velocidade (%). GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; *: $p \leq 0,05$; NS: não-significante.

Figura 9 - Média e desvio padrão do tempo de execução das fases de ida (s), ajuste (s) e de retorno (s) e da relação ida e volta (adimensional). GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; s: segundos; *: $p \leq 0,05$.

Figura 10 - Média e desvio padrão das variáveis fases de ida (s), ajuste (s) e de retorno (s) e da relação ida e volta (adimensional). Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; s: segundos; *: $p \leq 0,05$.

Figura 11 - Média e desvio padrão das variáveis índice de curvatura (IC), número de unidades de movimento (NUM) e média do *jerk* ($M Jerk$). GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; #: adimensional; *: $p \leq 0,05$.

Figura 12 - Média e desvio padrão das variáveis velocidade média (V_m) (m/s), pico de velocidade (V_p) (m/s), tempo para atingir o pico de velocidade (TPV) (s) e achatamento da curva de velocidade (%). GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; s: segundos; *: $p \leq 0,05$.

Figura 13 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de flexão e extensão de ombro. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final; NS: não-significante.

Figura 14 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de abdução e adução de ombro. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final; NS: não-significante.

Figura 15 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de rotação externa e interna de ombro. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final; *: $p \leq 0,05$; NS: não-significante.

Figura 16 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de flexão e extensão de cotovelo. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final; *: $p \leq 0,05$.

Figura 17 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de supinação e pronação de antebraço. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final; *: $p \leq 0,05$; NS: não-significante.

Figura 18 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de abdução e adução de ombro. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final; *: $p \leq 0,05$.

Figura 19 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de flexão e extensão de ombro. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final.

Figura 20 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de abdução e adução de ombro. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final.

Figura 21 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de rotação externa e interna de ombro. GC: Grupo Controle; PCD: Grupo PCD; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final.

Figura 22 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de flexão e extensão de cotovelo. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final; *: $p \leq 0,05$.

Figura 23 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de supinação e pronação de antebraço. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final; *: $p \leq 0,05$.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVD's: Atividades de Vida Diária

F: final

GC: Grupo Controle

GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético

Hz: hertz

I: inicial

IC: Índice de Curvatura

I/V: ida/ volta

kg: kilograma

kgf: kilograma força

m: metros

max: máximo

min: mínimo

mm: milímetros

m/s: metros por segundo

mm/s: milímetros por segundo

M: média

NUM: Número de Unidades de Movimento

PC: Paralisia Cerebral

PCD: Paralisia Cerebral do tipo Discinético

s: segundos

TCLE: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TNT: tecido não tecido

TPV: tempo para atingir o pico de velocidade

UNINOVE: Universidade Nove de Julho

V_m: velocidade média

V_p: pico de velocidade

CONTEXTUALIZAÇÃO

A Paralisia Cerebral (PC) é descrita como um grupo de desordens do desenvolvimento caracterizado por um déficit no controle dos movimentos e da postura, resultante de uma lesão não progressiva no cérebro ainda imaturo. Os distúrbios motores são frequentemente acompanhados de distúrbios da sensação, cognição, comunicação, percepção e/ou de comportamento.⁽¹⁾

Dentre os tipos de PC, o espástico é o mais comum ⁽²⁾, enquanto o tipo discinético apresenta prevalência em torno de 7%.⁽³⁻⁴⁾ Diferentemente do tipo espástico, que é mais prevalente em crianças prematuras, o tipo discinético incide especialmente crianças termo e tem sido associado às lesões perinatais.⁽⁴⁻⁵⁾

Em alguns países, a co-existência de sinais espásticos e discinéticos induz à classificação de PC do tipo espástica, enquanto em outros o sintoma dominante constitui a base para o diagnóstico, isto é, indivíduos com discinesia, independente da presença da espasticidade, são considerados do tipo discinético.⁽⁶⁾

Antigamente este tipo da doença era comumente descrita como PC do tipo coreoatetóide, até mesmo como desordem ou síndrome hiperkinética. A definição e denominação atual foi proposta pela colaboração da *Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE)*⁽⁷⁾ e pelo *International Workshop on the Definition and Classification of Cerebral Palsy*.⁽⁸⁾

A Paralisia Cerebral do tipo Discinético (PCD) é definida como “movimentos involuntários, descontrolados, recorrentes e ocasionalmente estereotipados. Padrão de reflexos primitivos predominam, tônus muscular varia”⁽⁹⁾ e representa uma das formas mais incapacitantes de PC, devido ao comprometimento motor severo.⁽⁴⁾

Dentre as manifestações mais comuns, estão a distonia, coréia e/ou atetose. A distonia é definida como uma desordem do movimento, na qual as contrações musculares involuntárias sustentadas ou intermitentes causam movimentos repetidos ou de torção. As posturas anormais, conseqüentes deste tipo de PCD sobrepõe ou até mesmo substituem o movimento voluntário.⁽¹⁰⁾

A coréia é caracterizada por uma sequência de movimentos involuntários rápidos, porém mais discretos. Apresenta curso aleatório de aparecimento devido à variabilidade na duração, direção e localização anatômica. Há dificuldade de identificar o início e fim dos movimentos involuntários pela sobreposição dos mesmos.⁽¹⁰⁻¹²⁾

A atetose corresponde a movimentos involuntários lentos, contínuos e de contorção, que impede a manutenção de uma postura estável. Os movimentos aparecem de forma aleatória e não-fragmentada. A atetose acomete regiões específicas do corpo, geralmente em extremidades e ocorre tanto durante a movimentação voluntária, quanto ao repouso.⁽¹⁰⁻¹²⁾

A combinação de coréia e atetose é denominada coreoatetose, associada com hiperbilirrubinemia neonatal e outras causas de lesão nos núcleos da base.⁽¹⁰⁾

O avanço da neuroimagem, particularmente o da ressonância magnética, possibilitou a visualização das lesões cerebrais na PCD, sendo estas tipicamente localizadas não somente nos núcleos da base, mas também no tálamo.⁽¹³⁻¹⁴⁾ Estas estruturas estão diretamente ligadas ao controle motor, visto que são responsáveis pelo planejamento de estratégias motoras⁽¹⁵⁾, regulação do movimento voluntário normal⁽¹⁶⁾, ativação seletiva de movimentos desejados e inibitória de movimentos não-desejados, ou dito involuntários.⁽¹⁷⁾

A movimentação involuntária pode promover desconforto, interferir na movimentação voluntária, limitar e até impedir nas funções dos membros superiores, o que acarreta em prejuízo no desempenho das atividades de vida diária (AVD'S) como a vestimenta, a alimentação e a higiene pessoal, uma vez que o alcance, preensão e manipulação estão prejudicados.⁽¹⁸⁾

O acometimento funcional do membro superior na PCD é, contudo, pouco descrito. Estudos indicam que há atividade muscular anormal decorrente de contração simultânea e sustentada dos músculos agonistas e antagonistas durante o movimento⁽¹⁹⁾, e que há dificuldade na manutenção da trajetória linear e a alta variabilidade de movimentos⁽²⁰⁾, que limita o aprendizado de habilidades motoras do membro superior.⁽²¹⁾

A abordagem terapêutica mais utilizada para a melhora de movimentos descoordenados é possivelmente a prática de tarefas funcionais. As estratégias de reabilitação para os movimentos involuntários, contudo, enfatizam maneiras para compensar o movimento, ao invés de serem elaboradas tentativas para mudança do movimento, ou seja, incentivo para execução de movimentos funcionais com redução do esforço.⁽¹⁸⁾

Métodos de fixação distal podem ser usados para controlar os movimentos involuntários por meio da colocação de pegas ou placas externas, adaptadas na cadeira-de-rodas a fim de promover fixação distal e possível controle do movimento.⁽¹⁸⁾

A aplicação de pulseiras ou braceletes de peso nos membros superiores durante as atividades terapêuticas funcionais é uma técnica comumente usada na prática fisioterapêutica de forma empírica. Essas pulseiras de pesos são empregadas com objetivos tanto de fortalecimento muscular, quanto para auxiliar na execução de movimentos coordenados, para favorecer as funções de alimentação ou até mesmo para atingir alvos, como na comunicação por meio de pranchas, e também para auxiliar na escrita.⁽²²⁻²³⁾ Entretanto, a utilização de pesos na porção distal do membro ainda é controversa, pois em grande quantidade pode aumentar a massa do membro e resultar em redução do movimento, além de acarretar na piora do movimento voluntário após sua retirada.⁽¹⁸⁾

Com o objetivo de diminuir os movimentos involuntários durante a atividade voluntária de apontar um alvo e retornar à posição inicial, oito adultos com seqüela de encefalopatia, sendo cinco destes com PCD, foram avaliados de forma bidimensional durante a realização do movimento requisitado com utilização de pulseira de peso no terço distal do membro superior.⁽²²⁾ Apesar de ter sido encontrada melhora na precisão e na direção do movimento, questionamentos permanecem com relação à aplicação terapêutica extrapolada para o cotidiano do paciente, durante a realização de atividades funcionais como a de alimentação e a de levar um copo à boca.

A atividade de levar um copo à boca incorpora a maioria das articulações do membro superior e representa uma tarefa funcional desafiadora, mas reproduzível. Esta tarefa, ainda possibilita revelar déficits motores e avaliar efeitos de técnica terapêutica de forma quantitativa.⁽²⁴⁾

A avaliação deste movimento funcional em crianças com PC e de seus prejuízos motores nos membros superiores foi realizada anteriormente a fim de proporcionar entendimento dos déficits motores para realização da tarefa, onde se constatou movimentos mais lentos e menos suaves.⁽²⁴⁻²⁶⁾ Contudo, não há estudos,

até o presente momento, que realizaram análise quantitativa deste movimento com o objetivo de avaliar o efeito de uma técnica terapêutica na população discinética adulta, pouco estudada do ponto de vista biomecânico.^(22,27)

Os prejuízos funcionais dos membros superiores em adultos com PCD são pouco descritos, apesar de ser indicado que estes persistam na vida adulta e sejam agravados com a idade.⁽²⁸⁻²⁹⁾ Acredita-se que a movimentação involuntária, que acompanha a PC discinética e a espasticidade, que pode estar associada à doença, acarrete em alteração importante do movimento e contribuam para o dano funcional.⁽⁴⁾

Para avaliação quantitativa do movimento dos membros superiores, a análise cinemática tem sido considerada um instrumento com potencial para mensuração de resultados clínicos e tem contribuído para demonstrar como atividades funcionais, como os movimentos envolvidos no ato de levar um copo à boca, são realizados por pacientes com prejuízo no membro superior.⁽³⁰⁾

A análise biomecânica funcional dos movimentos adotados por esta população é fundamental para que seja possível compreendê-los e para que se possam sugerir intervenções terapêuticas na tentativa de inibir os movimentos indesejados e melhora do desempenho funcional.⁽²³⁾

A avaliação tridimensional de atividade funcional de membro superior com a utilização da pulseira de peso por meio de variáveis de mensuração cinemáticas específicas pode atuar como uma importante ferramenta para o entendimento dos déficits motores⁽²⁵⁾ e para tomada de decisões clínicas a respeito da técnica fisioterapêutica adotada.⁽³¹⁻³²⁾

OBJETIVOS

1. Objetivo geral

Verificar a influência da pulseira de peso no desempenho do movimento de levar um copo à boca em adultos jovens saudáveis e com Paralisia Cerebral do tipo Discinético.

2. Objetivos específicos

2.1 Comparar a realização do movimento de levar um copo à boca entre adultos jovens saudáveis e com Paralisia Cerebral do tipo Discinético.

2.2 Analisar a influência das cargas em adultos com Paralisia Cerebral do tipo Discinético.

2.3 Avaliar a influência da realização do movimento de levar um copo à boca com a utilização de carga em adultos jovens com Paralisia Cerebral do tipo Discinético por meio da comparação com a realização do movimento sem a utilização de carga em adultos jovens saudáveis.

MÉTODOS

Trata-se de um estudo com desenho metodológico do tipo caso-controle, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Nove de Julho (UNINOVE) - parecer nº 429632/2011 - de acordo com as diretrizes e normas regulamentadoras da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (CNS) (ANEXO 1).

Traçou-se, para execução de tal desenho descrito, a seguinte pergunta de pesquisa: o uso de carga no terço distal do antebraço no membro superior dominante de adultos jovens sadios e com Paralisia Cerebral do tipo discinético influencia o desempenho da tarefa de levar um copo à boca?

A partir desta, foram definidas as hipóteses, sendo H0 ou hipótese nula: o uso de carga no membro superior não influencia o desempenho da tarefa de levar um copo à boca; H1, hipótese alternativa, ou ainda hipótese da pesquisa: o uso de carga no membro superior influencia o desempenho da tarefa de levar um copo à boca.

1. Voluntários

Para a triagem dos pacientes, foi realizado levantamento de uma lista de 1166 pacientes com Paralisia Cerebral do tipo Discinético que passaram em atendimento no ambulatório de PC nos anos de 2009, 2010 e 2011 no Lar Escola São Francisco – Centro de Reabilitação – Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP).

Após o levantamento da lista, oitocentos e dezessete prontuários foram excluídos por incompatibilidade de faixa etária, o que totalizou em trezentos e quarenta e nove prontuários de adultos com mais de dezoito anos para serem analisados. Destes, duzentos e noventa foram excluídos por não apresentar diagnóstico de PCD descrito em prontuário, resultando em cinquenta e nove pacientes pré-selecionados. Os mesmos foram contatados via telefone para a verificação dos critérios de inclusão e exclusão e para a efetiva participação no estudo. Os dezesseis voluntários eleitos foram selecionados por meio de

amostragem consecutiva. O delineamento para formação da amostra está detalhado na Figura 1.

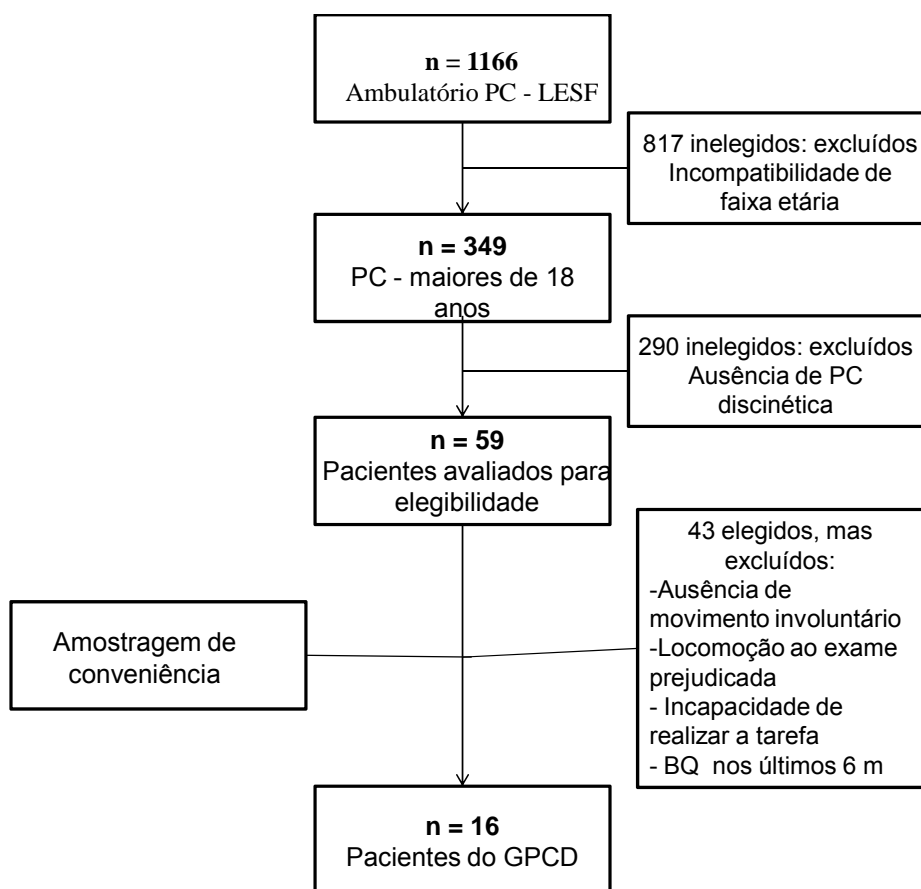


Figura 2 - Fluxograma com as etapas necessárias para composição da amostra do estudo. BQ: Bloqueio químico.

O Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético (GPCD) foi formado por dezesseis adultos jovens com idade entre dezoito e sessenta anos ($29,63 \pm 4,42$ anos) de ambos os gêneros (onze pacientes do gênero masculino e seis do feminino), que concordaram e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) (Apêndice A), diagnosticados com PC, que apresentavam movimentos involuntários do tipo discinético em membros superiores, que fossem capazes de entender comandos verbais simples e de movimentar voluntariamente o membro superior durante a tarefa solicitada, destros ou sinistros, com a possibilidade de estar inseridos ou não em programas de reabilitação física.

Foram excluídos do GPCD voluntários com deformidades nas articulações de membros superiores e doenças reumáticas, ortopédicas e neurológicas associadas. Não puderam participar aqueles que foram submetidos a procedimentos cirúrgicos prévios de correção óssea ou tendínea e/ou transferências tendíneas ou musculares no membro superior dominante ou que foram submetidos a procedimento de bloqueio químico (BQ) no membro superior avaliado nos últimos seis meses, bem como aqueles que apresentavam comprometimento visual ou auditivo e indisponibilidade para se locomover ao local das coletas.

Os voluntários do GPCD foram classificados quanto à habilidade manual do membro superior dominante por meio da escala Manual Ability Classification System (MACS), sendo questionada a capacidade de manusear objetos e executar tarefas que estão presente no cotidiano das atividades manuais e/ou se para tal necessitam de auxílio ou supervisão. As perguntas foram direcionadas ao voluntário ou ao seu acompanhante/ responsável e tiveram como referência o membro superior dominante (Apêndice B).⁽³³⁾

Após ter sido constituído o GPCD, onze indivíduos adultos jovens saudáveis ($24,09 \pm 3,73$ anos) de ambos os sexos foram selecionados para a formação do Grupo Controle (GC). Foram incluídos adultos jovens saudáveis. Foram excluídos do GC, voluntários submetidos a procedimentos cirúrgicos prévios no membro superior dominante, com comorbidades descontroladas, doenças reumáticas, ortopédicas ou neurológicas, indisponibilidade para se locomoverem ao local das coletas e presença de déficits visuais ou auditivos e lesões cutâneas nos locais de colocação de marcadores.

O cálculo da estimativa do tamanho amostral foi baseado no estudo piloto com os primeiros onze pacientes e dez voluntários, com inclusão dos mesmos para a composição da amostra completa do estudo. As variáveis índice de curvatura e média do *jerk*, dos parâmetros lineares de suavidade, foram selecionadas pelo fato de terem se mostrado sensíveis para detectar mudanças no desempenho do movimento entre os grupos de pacientes e de voluntários no estudo piloto. O cálculo da diferença esperada entre as médias dos grupos foi realizado por meio da

aplicação de teste bicaudal e não-paramétrico. A partir da adoção de alfa de 0,05 e poder de 80%, estimou-se para a amostra calculada quatorze pacientes no GPCD, enquanto o GC apresentou resultado estimado de onze voluntários.

2. Exame físico e procedimentos

A coleta dos dados foi realizada no Laboratório de Estudos do Movimento do Hospital Israelita Albert Einstein (Av. Albert Einstein, 627/701 - Morumbi - São Paulo – SP – CEP: 05652-000).

Os voluntários e/ou cuidadores foram informados sobre o TCLE e a partir do consentimento pelos mesmos, os procedimentos tiveram início. Foi solicitado, inicialmente, preenchimento de um protocolo clínico composto por identificação, idade, procedência, medicamentos em uso, realização de terapias, ocorrência de cirurgias prévias e dominância. Esta última foi avaliada por meio de questionamento verbal. Após a anamnese, os voluntários foram submetidos ao protocolo de mensurações antropométricas solicitadas pelo protocolo do modelo biomecânico usado para o cálculo das variáveis estudadas, composto de altura, peso, distância entre o acrômio e a tubérculo maior do úmero, diâmetro dos cotovelos, punhos e mensuração da espessura da mão.

Com intuito de estipular as cargas a serem aplicadas durante a tarefa de membro superior, os voluntários foram submetidos a um teste que teve como objetivo estimar a força isométrica máxima dos músculos envolvidos no movimento a ser avaliado por meio de um dinamômetro de mola da marca Crown AT-20, calibrado e com capacidade máxima de 20 kgf. Para a execução do teste, os voluntários foram posicionados sentados em uma cadeira de encosto e altura ajustáveis, o que permite apoio posterior de tronco e alinhamento de quadris, joelhos e tornozelos aproximadamente a 90°. Foi instruído para que o membro superior não dominante ficasse ao longo do corpo, em repouso, enquanto o membro superior dominante era testado. O mesmo tipo de preensão utilizado no copo foi adaptado para a execução do teste de força no dinamômetro, contudo é importante

ressaltar que o mesmo não avaliou a força de preensão manual, e sim o movimento requerido de levar a mão até a boca. O cotovelo deveria ter angulação padronizada em 45° graus $\pm 10^\circ$ 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 deveria puxar o dispositivo a partir da posição inicial na direção da boca e realizar contração isométrica por aproximadamente 5 s. Uma câmera de vídeo (*webcam*) marca Microsoft® acoplada a um notebook Lenovo Y430, com processador Intel Core 2 Duo T5900 foi usado para aquisição das imagens durante o teste de força e assim garantir em tempo real a angulação necessária para a prova. Ao utilizarmos a versão *freeware* do software SuperVideoCap foi possível inserir como uma “marca d’água” uma figura produzida no software MathCad com a projeção do ângulo necessário para a padronização da prova (Figura 2).

A mensuração da força máxima em uma tentativa permitiu a seleção das porcentagens de carga de 10%, 20% e 30% da força máxima mensurada para cada voluntário.

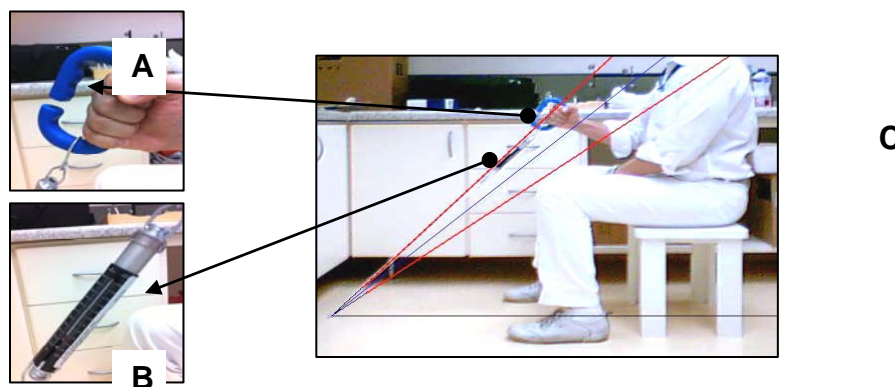


Figura 2 - Imagens ilustrativas do teste executado para estimar a força isométrica máxima dos músculos envolvidos no movimento de levar um copo à boca por meio de um dinamômetro. Figura A: dispositivo de preensão que simulou alça do copo da tarefa; Figura B: dinamômetro utilizado; Figura C: padronização do posicionamento dos voluntários para execução da prova.

3. Instrumentação

Como parte dos procedimentos necessários para aquisição dos dados cinemáticos, foi realizada a limpeza da pele com algodão *swap* – constituído de material TNT, umedecido em álcool isopropílico 70%, embalado individualmente para assepsia e melhor fixação dos marcadores.

Vinte e quatro marcadores esféricos retro-reflexivos de 14 mm foram fixados com fita dupla face da marca 3M[®] em pontos anatômicos, posicionados em quatro pontos da cabeça, no processo espinhoso da sétima vértebra cervical, na escápula, no processo espinhoso da décima vértebra torácica, entre as espinhas ilíacas póstero-superiores, no manúbrio e no corpo do esterno, nas espinhas ilíacas ântero-superiores, nos acrômios, nos epicôndilos laterais, nos processos estilóides dos rádios e ulnas e na falange proximal dos terceiros dedos.

O modelo originalmente descrito por Rab, Petuskey, Bagley³⁴ foi utilizado como referência para formação dos segmentos cabeça, tronco, pelve, braços, antebraços, mãos e na falange média dos terceiros dedos. Quatro marcadores foram adotados para a representação da mesa colocada à frente do voluntário apenas para melhorar a visualização da coleta (Figura 3).

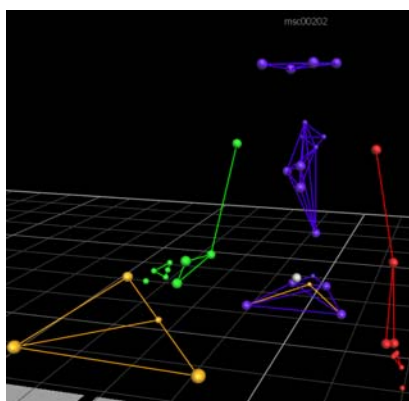


Figura 3 - Representação da disposição dos marcadores utilizados durante a coleta dos dados, baseado no modelo de Rab G, Petuskey K, Bagley A.⁽³⁴⁾

Os dados cinemáticos foram capturados por nove câmeras de infra vermelho Vicon[®] MX 40 (Oxford Metrics Group, Oxford, UK) com frequência de captura de 60

Hz. A reconstrução e o processamento da posição dos marcadores no volume tridimensional foram feitos pelo programa Vicon Nexus[®].

4. Tarefa

Todos os voluntários permaneceram sentados em uma cadeira de altura ajustável, tendo como objetivo a padronização do posicionamento dos tornozelos joelhos e quadris em ângulos aproximados de 90[°].⁽³⁵⁾ Para garantir a estabilidade, o posicionamento e possível interferência dos movimentos do tronco sobre a tarefa, duas faixas de velcro[®] que se cruzaram no tórax foram utilizadas.

Um copo cilíndrico (10,70 cm de altura e 8 cm de diâmetro) com 50% de preenchimento de seu volume total, para simular que o mesmo continha líquido, foi colocado a 75% do alcance máximo do membro superior com o tronco estabilizado, ou seja, a região demarcada para a colocação do copo correspondeu a 75% do comprimento do membro superior dominante (BUTLER, EE *et al*, 2010).⁽²⁴⁻²⁵⁾

O membro superior dominante que executou a tarefa foi posicionado em cima de uma mesa de altura ajustável, com ombro em posição neutra, cotovelo com aproximadamente 90[°] de flexão e antebraço em pronação. O membro superior não dominante foi posicionado ao longo do corpo, sem se apoiar na mesa.

A partir da posição inicial demarcada na mesa, cada voluntário foi instruído a transportar o copo à boca (fase de ida), simular a tarefa de beber água (fase de ajuste) e retornar o copo à posição inicial (fase de retorno) (Figura 4). Seis movimentos consecutivos foram realizados em velocidade confortável, sem que o paciente soltasse o copo no intervalo de cada repetição. Uma tentativa prévia como forma de treino e orientação foi permitida minutos antes da aquisição dos dados.

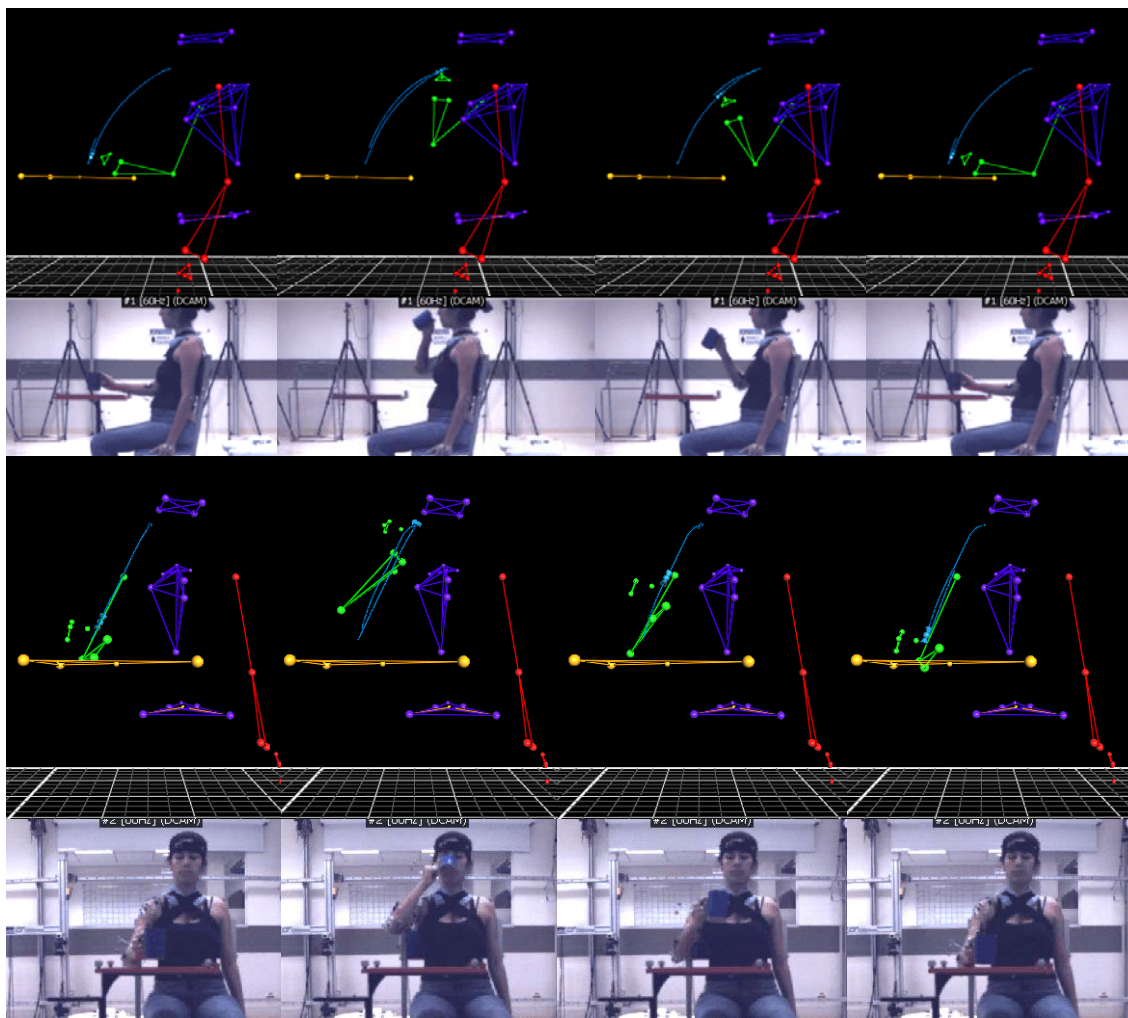


Figura 4 – Representação das fases de ida, ajuste e retorno do movimento de levar um copo à boca, com vista nos planos sagital e frontal.

Cinco condições para executar a tarefa e testar a hipótese foram realizadas. A primeira e a última condições foram feitas sem carga, somente com o peso do copo. Nas condições intermediárias foram impostas as cargas individuais no terço distal do antebraço de 10%, 20% e 30%. A ordem da sequência das cargas foi aleatória por meio de um envelope opaco e com auxílio de um examinador cego que fazia o sorteio antes de ser iniciada a coleta dos dados de cada paciente.

Considerando que o uso de cargas pode auxiliar o desempenho, uma última avaliação foi realizada, sem carga, com intuito de verificar se a ausência imediata do efeito desejado interfere de alguma forma no movimento.

5. Variáveis cinemáticas

Foram analisadas as seguintes variáveis de acordo com o objetivo proposto:

- Variáveis lineares: foram divididas em três categorias, ditas parâmetros temporais, de suavidade e de velocidade do movimento. Os parâmetros analisados totalizaram onze variáveis lineares, listadas na Tabela 1.

Tabela 1 - Descrição das variáveis cinemáticas lineares

Abreviatura	Nome da Variável	Unidade	Parâmetro
Fase de Ida	Fase de Ida do Movimento	s	Tempo
Fase de Ajuste	Fase de Ajuste do Movimento	s	Tempo
Fase de Retorno	Fase de Retorno do Movimento	s	Tempo
Relação I/V	Relação Ida/volta	(*)	Tempo
M IC	Média do Índice de Curvatura	(*)	Suavidade
M Jerk	Média do Jerk	(*)	Suavidade
NUM	Número de Unidades de Movimento	(*)	Suavidade
Vm	Velocidade Média	m/s	Velocidade
Vp	Pico de Velocidade	m/s	Velocidade
TPV	Tempo para atingir o pico de velocidade	s	Velocidade
Achatamento	Achatamento da Curva de Velocidade	%	Velocidade

(*) Adimensional.

- Variáveis angulares: flexão e extensão do ombro, abdução e adução do ombro, rotação interna e externa do ombro, flexão e extensão do cotovelo, supinação e pronação do antebraço.

Para facilitar a interpretação dos dados, as amplitudes máxima, mínima, inicial e final dos movimentos de ombro, cotovelo e antebraço foram analisadas.

6. Processamento e Análise dos Dados

Após a captura e reconstrução dos marcadores os dados foram importados e processados usando como referência o modelo de Rab G, Petuskey K, Bagley A (2002)⁽³⁴⁾ em concordância com as recomendações da *International Society of Biomechanic* (ISB)⁽³⁶⁾ no programa Smart Analyzer® (BTS spa, Milan, Italy) e foram normalizados por porcentagem de cada ciclo do movimento.

Do total de seis repetições, as últimas cinco foram selecionadas para a análise com o intuito de minimizar movimentos indesejados que podem ocorrer na primeira tentativa da tarefa.

A trajetória e o limiar de velocidade do marcador posicionado no terceiro dedo foram utilizados para determinar as fases da tarefa.⁽³⁷⁾ 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. O fim das fases de ida e da fase de retorno foram definidos no instante exato em que a velocidade foi inferior a 50 mm/s (Figura 5).⁽³⁷⁻³⁸⁾

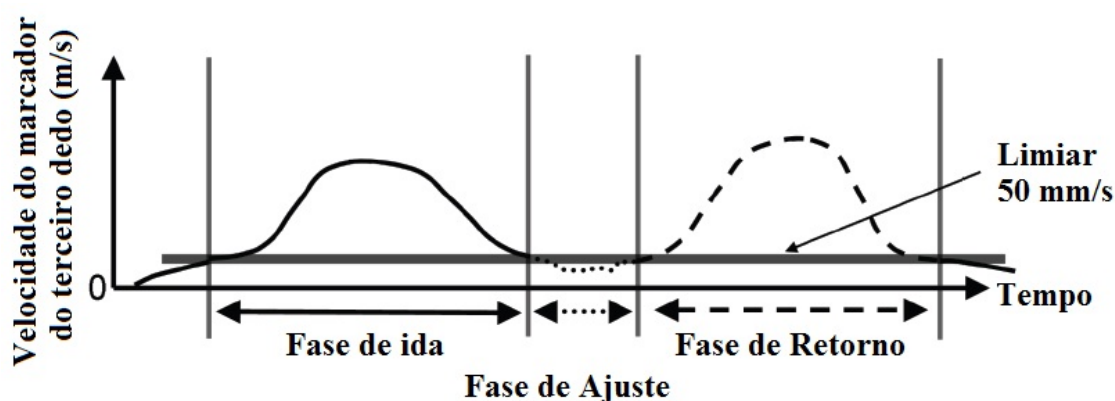


Figura 5 – Representação do perfil de velocidade do marcador do terceiro dedo na tarefa de levar um copo à boca. O limiar de 50 mm/s da trajetória delimita as fases de ida, ajuste e de retorno do movimento.

7. Análise Estatística

Para verificação da distribuição dos dados, todas as variáveis selecionadas entre os grupos foram analisadas por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov.

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, em associação ao teste ANOVA com medidas repetidas.

O Teste ANOVA foi realizado para comparar as cinco condições de carga de maneira não pareadas (condição inicial sem carga, carga 10%, carga 20%, carga 30% e condição final sem carga) e testar o efeito destas nas variáveis estudadas (lineares e angulares). Foi aplicado também o Teste de Levene, para verificar se as amostras comparadas tinham as mesmas variâncias, ou seja, para testar a suposição de homogeneidade dos dados.

Já o ANOVA com medidas repetidas foi calculado para testar as cinco repetições (amostras pareadas) de cada indivíduo, a fim de verificar se o uso de carga teve influencia no desempenho da tarefa. O Teste de Pillai's Trace (teste de Pillai) também foi utilizado juntamente ao ANOVA com medidas repetidas com o mesmo objetivo, a fim de complementá-lo.

Teste Post-Hoc LSD (*Least Square difference*), um teste múltiplo de comparação de médias, aplicado para identificar qual ou quais cargas se diferenciaram.

Por último, o Teste T de *Student* independente foi utilizado para testar o efeito das cargas nas variáveis estudadas (lineares e angulares) entre os grupos de maneira não pareadas (controles e discinéticos) e com escala numérica intervalar.⁽³⁹⁻

42)

RESULTADOS

1. Caracterização da amostra

A Tabela 2 apresenta as características do GC e do GPCD:

Tabela 2 – Caracterização do Grupo Controle (GC) e do Grupo Paralisia Cerebral Discinético (GPCD), com valores numéricos expressos em média e intervalo de confiança inferior e superior.

	Idade (anos)	Gênero	Dominância	Altura (m)	Peso (kg)	IMC	MACS
GC	23	Feminino	Direita	1.70	68	23.78	-
GC	23	Feminino	Direita	1.53	48	20.51	-
GC	23	Masculino	Direita	1.65	63	23.16	-
GC	23	Feminino	Direita	1.74	65	21.52	-
GC	22	Feminino	Direita	1.59	56	22.22	-
GC	31	Feminino	Direita	1.71	60	20.54	-
GC	29	Feminino	Direita	1.73	100	33.44	-
GC	19	Feminino	Direita	1.53	53	22.64	-
GC	20	Masculino	Direita	1.80	62	17.28	-
GC	24	Feminino	Direita	1.67	56	20.14	-
GC	28	Feminino	Direita	1.70	63	21.79	-
GPCD	29	Masculino	Esquerda	1.58	50	20	II
GPCD	31	Masculino	Esquerda	1.75	50	16.33	II
GPCD	24	Masculino	Esquerda	1.74	62	20.52	II
GPCD	27	Feminino	Esquerda	1.73	58	19.39	II
GPCD	23	Masculino	Direita	1.85	70	20.46	IV
GPCD	32	Masculino	Esquerda	1.53	55	23.5	IV
GPCD	29	Feminino	Esquerda	1.54	42	17.72	II
GPCD	25	Masculino	Direita	1.56	65	26.74	IV
GPCD	37	Masculino	Esquerda	1.70	52	17.99	III
GPCD	47	Feminino	Esquerda	1.54	55	23.2	IV
GPCD	27	Feminino	Direita	1.40	50	22.51	II
GPCD	26	Masculino	Esquerda	1.75	80	26.14	III
GPCD	29	Masculino	Direita	1.65	63	23.16	II
GPCD	37	Masculino	Direita	1.68	65	23.04	II
GPCD	30	Feminino	Esquerda	1.50	57	23.55	II
GPCD	21	Feminino	Esquerda	1.65	51	18.55	III
GC=11/ GPCD=16	24.09 (21.58, 26.6) 29.62 (26.21, 33.04) ^a	(9F/2M) (6F/10M)	(11D/0E) (5D/11E)	1.67 (1.61, 1.72) 1.63 (1.57, 1.69) ^a	63.09 (54.0, 72.18) 57.81 (52.82, 62.8) ^a	22.46 (19.74, 25.17) 21.41 (19.81, 23.03) ^a	II(9); III(3) IV(4)

^a Média dos valores (95% do intervalo de confiança); m: metros, kg: kilogramas;

2.Variáveis Lineares

2.1 Comparação das condições iniciais sem carga entre o Grupo Controle e o Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético

Parâmetros Temporais

Os resultados indicaram maior duração para o movimento por meio do aumento estatisticamente significativo do tempo de execução das fases de ida, ajuste e de retorno do movimento para o GPCD. A relação ida e volta, em contrapartida, não se diferenciou significativamente na comparação das condições sem carga entre os grupos.

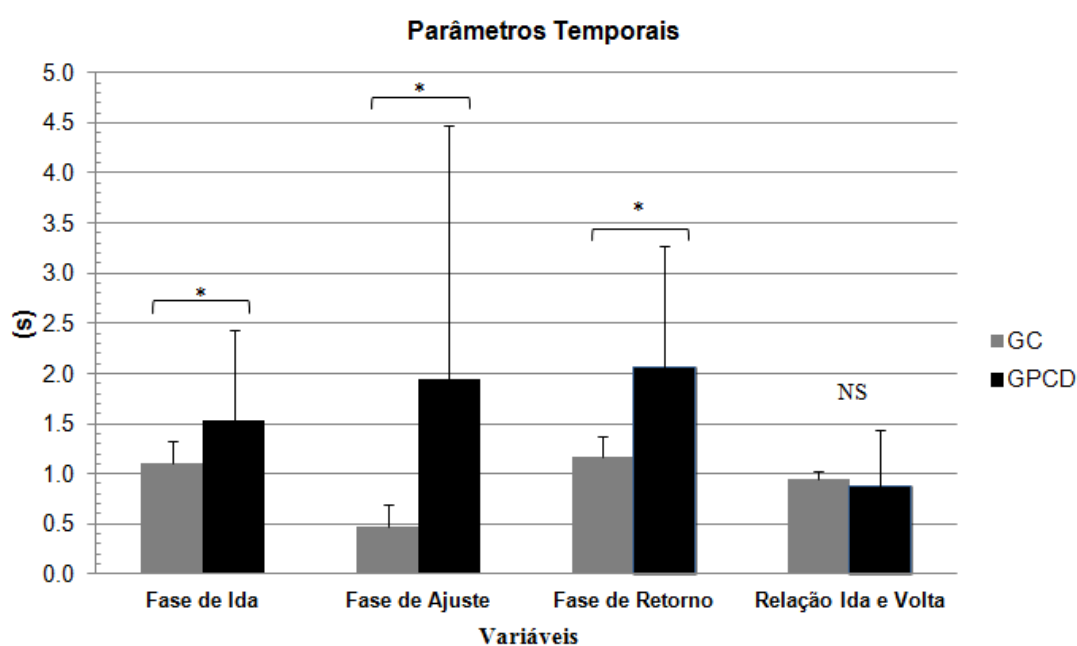


Figura 6 – Média e desvio padrão do tempo de execução das fases de ida (s), ajuste (s) e de retorno (s) e da relação ida e volta (adimensional) do movimento de levar um copo à boca. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; s: segundos; *: $p \leq 0,05$; NS: não-significante.

Parâmetros de Suavidade

O GPCD demonstrou movimentos menos suaves, pois as variáveis índice de curvatura, número de unidades de movimento e da média do *jerk* apresentaram valores estatisticamente aumentados na comparação das condições sem carga entre os grupos.

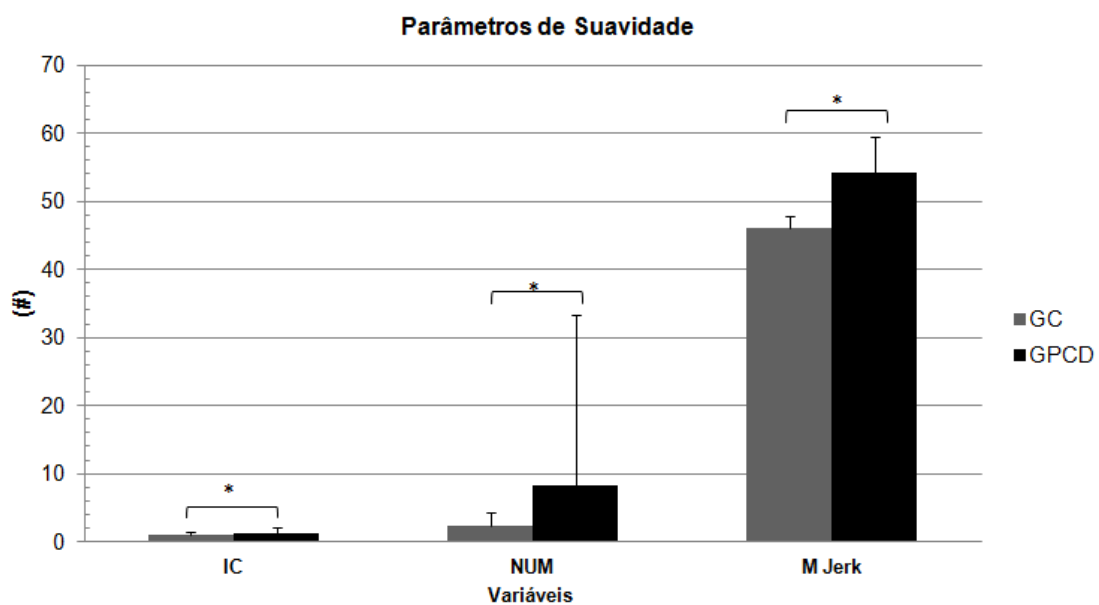


Figura 7 – Média e desvio padrão das variáveis índice de curvatura (IC), número de unidades de movimento (NUM) e da média do *jerk* (M *Jerk*). GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; #: adimensional; *: $p \leq 0,05$; NS: não-significante.

Parâmetros de Velocidade

O GPCD movimentou-se mais lentamente.

As variáveis velocidade média e pico de velocidade apresentaram diminuição significativa no GPCD, enquanto a variável tempo para atingir o pico de velocidade apresentou aumento significativo para o GPCD.

O achatamento da curva de velocidade não apresentou diferença significativa na comparação das condições sem carga entre os grupos.

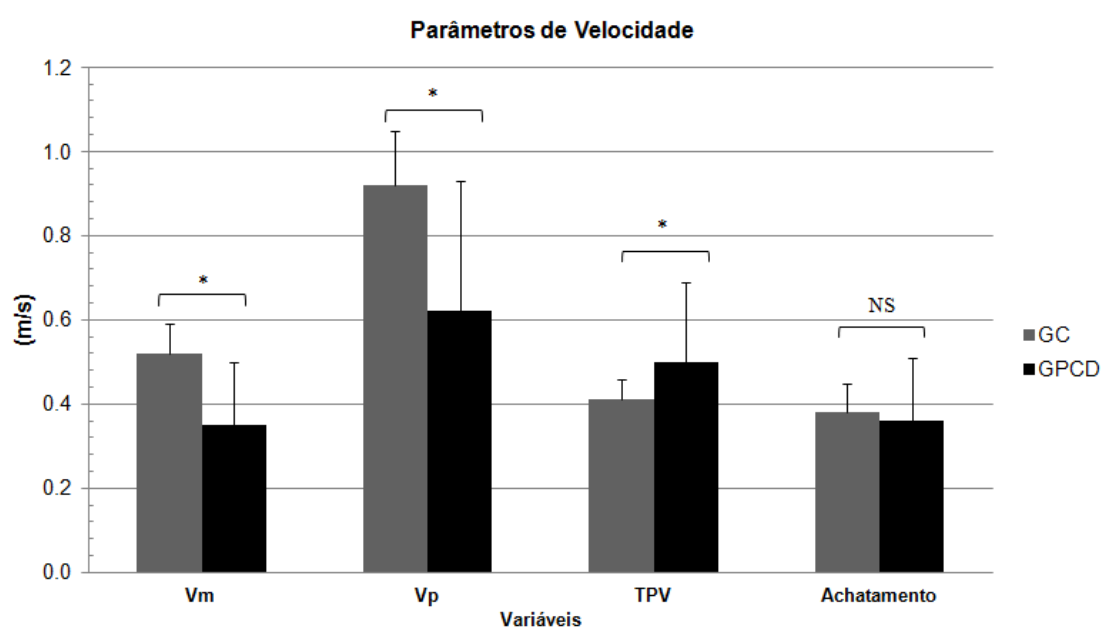


Figura 8 – Média e desvio padrão das variáveis velocidade média (Vm) (m/s) e pico de velocidade (Vp) (m/s), tempo para atingir o pico de velocidade (TPV) (s) e achatamento da curva de velocidade (%). GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; *: $p \leq 0,05$; NS: não-significante.

2.2 Comparação entre as condições de carga do Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético

A aplicação das cargas de 10%, 20%, 30% não modificou de maneira significativa as variáveis correspondentes aos parâmetros temporais, de suavidade e de velocidade do movimento em relação à condição inicial sem carga executada pelo GPCD. A realização do movimento na condição final sem carga também não resultou em mudança significativa das variáveis em relação à condição inicial.

Apenas a fase de ida do movimento apresentou diminuição significativa do tempo de execução sob aplicação da carga de 10% em relação à condição inicial sem carga do GPCD.

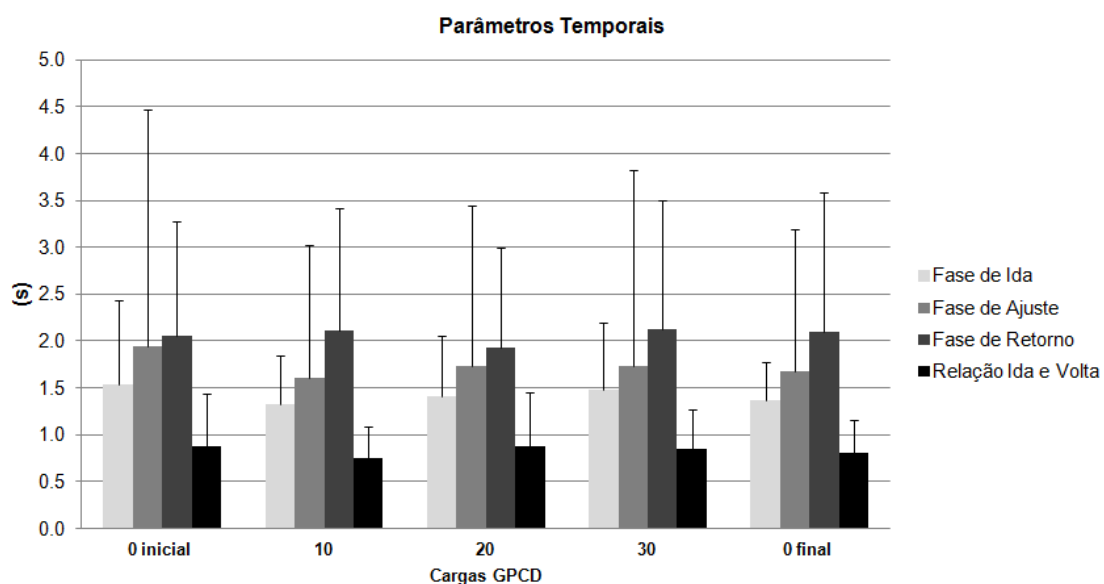


Figura 9 – Média e desvio padrão do tempo de execução das fases de ida (s), ajuste (s) e de retorno (s) e da relação ida e volta (adimensional). GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; s: segundos; *: $p \leq 0,05$.

2.3 Comparação entre a condição inicial sem carga do Grupo Controle e as condições de 10%, 20% e de 30% da carga máxima do Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético

Parâmetros Temporais

Dentre os parâmetros temporais, as fases de ajuste e de retorno do movimento apresentaram aumento significativo mediante aplicação das cargas de 10%, 20% e 30% do GPCD em relação à condição inicial sem carga do GC.

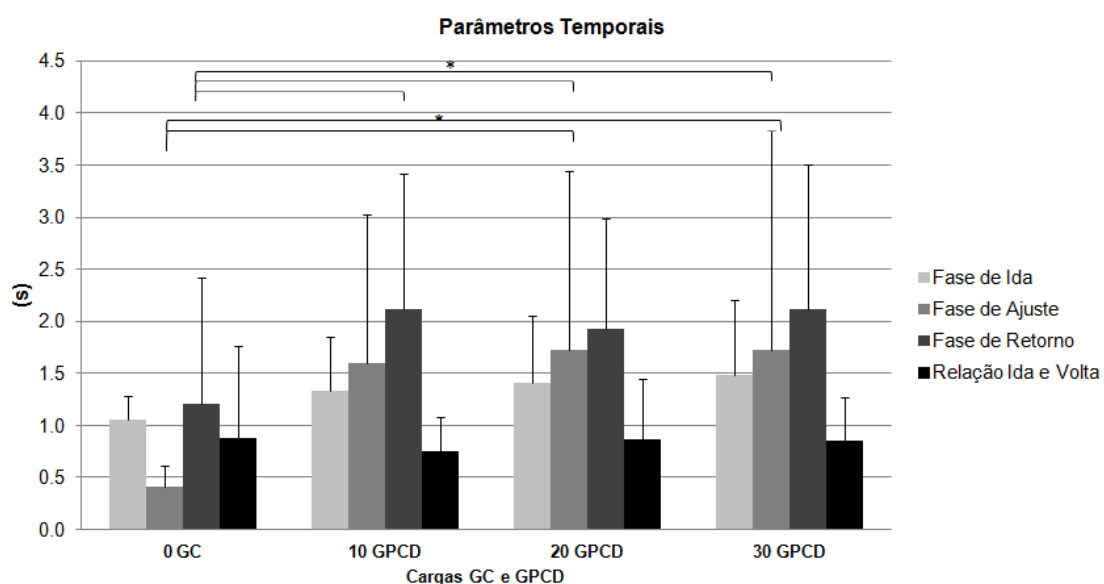


Figura 10 – Média e desvio padrão das variáveis fases de ida (s), ajuste (s) e de retorno (s) e da relação ida e volta (adimensional). Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; s: segundos; *: $p \leq 0,05$.

Parâmetros de Suavidade

As variáveis índice de curvatura e número de unidades de movimento apresentaram aumento significativo entre as três condições de carga do GPCD e a condição inicial do GC.

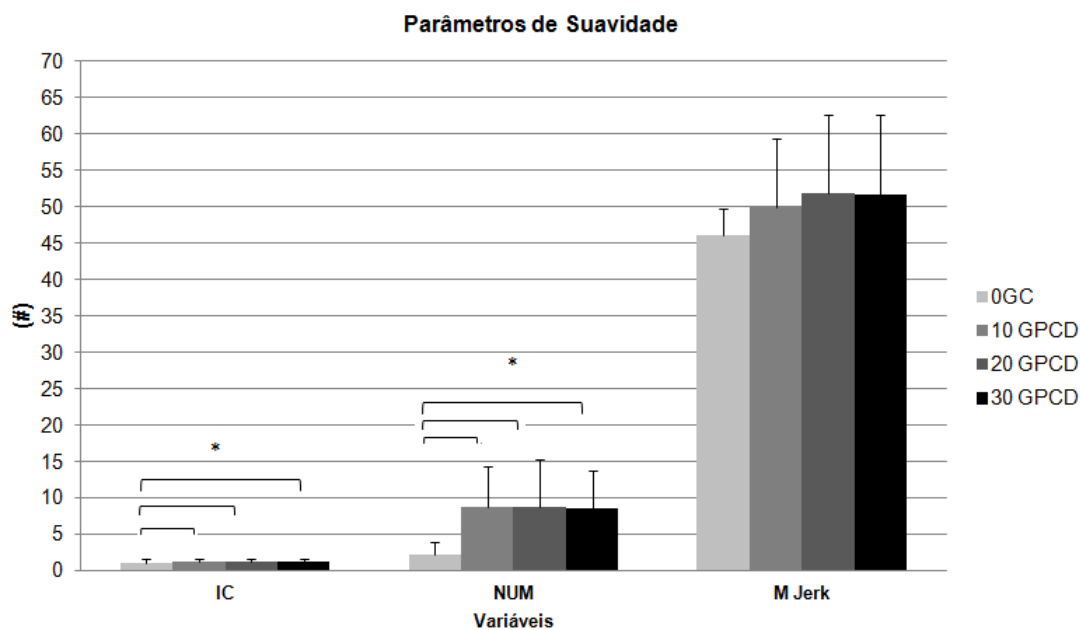


Figura 11 – Média e desvio padrão das variáveis índice de curvatura (IC), número de unidades de movimento (NUM) e média do *jerk* (*M Jerk*). GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; #: adimensional; *: $p \leq 0,05$

Parâmetros de Velocidade

As variáveis velocidade média e o pico de velocidade apresentaram aumento significativo entre as condições de carga do GPCD e a condição inicial sem carga do GC.

Para a variável tempo para atingir o pico de velocidade, as cargas de 20% e de 30% apresentaram aumento significativo na comparação com a condição inicial do GC.

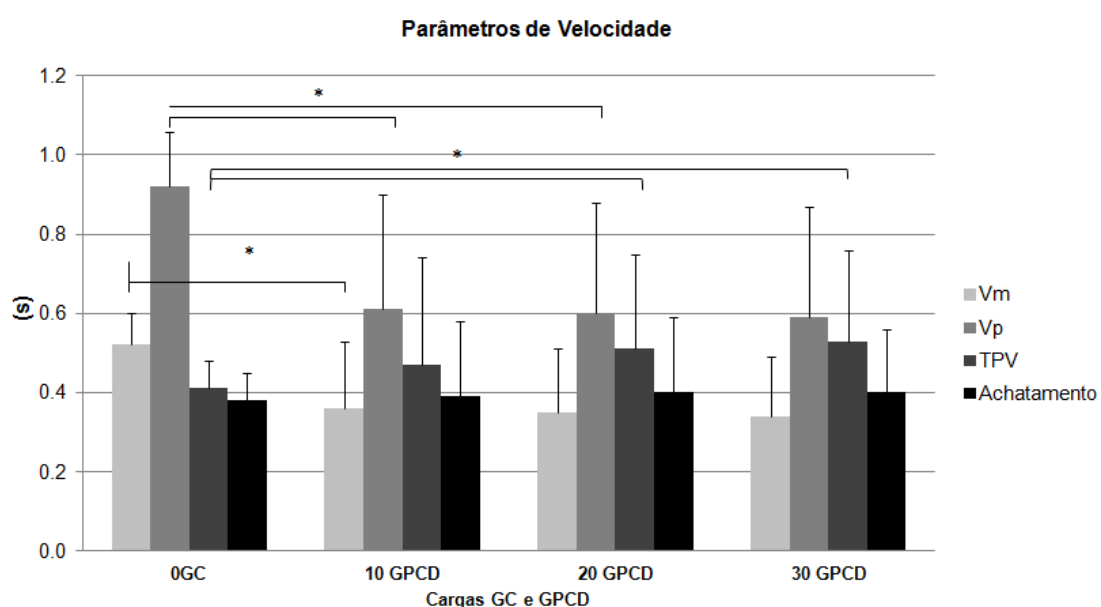


Figura 12 - Média e desvio padrão das variáveis velocidade média (Vm) (m/s), pico de velocidade (Vp) (m/s), tempo para atingir o pico de velocidade (TPV) (s) e achatamento da curva de velocidade (%). GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; s: segundos; *: $p \leq 0,05$.

3.Variáveis angulares

3.1 Comparação das condições iniciais sem carga entre o Grupo Controle e o Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético

Ombro

Para os movimentos de flexão e extensão, nenhum ângulo analisado apresentou diferença estatisticamente significativa na comparação do GPCD com o GC.

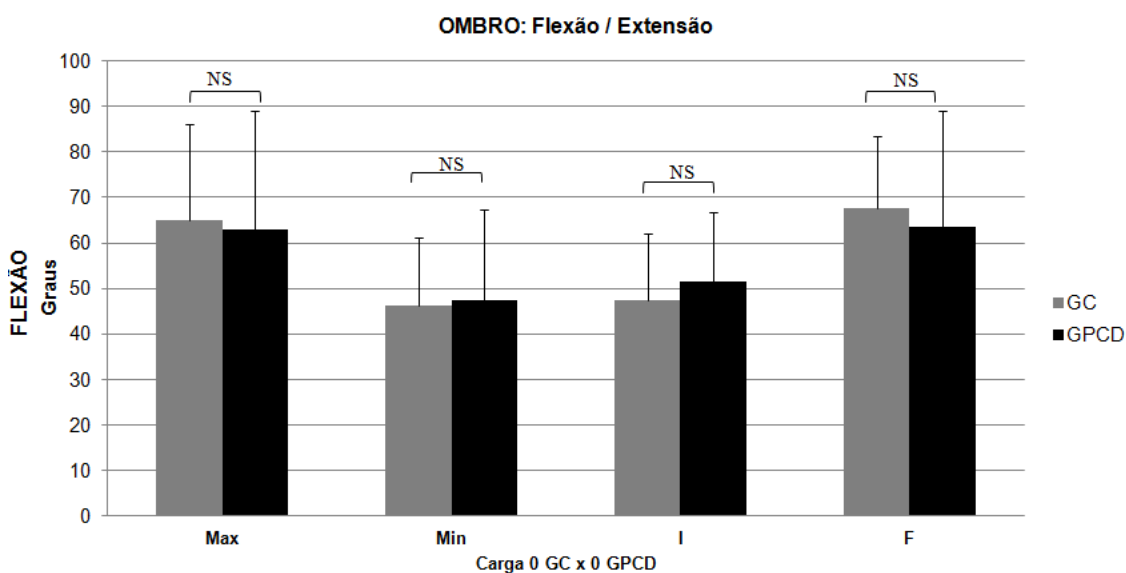


Figura 13 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de flexão e extensão de ombro. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final; NS: não-significante.

Nos movimentos de abdução e adução houve aumento significativo dos ângulos mínimo e inicial de adução para o GPCD.

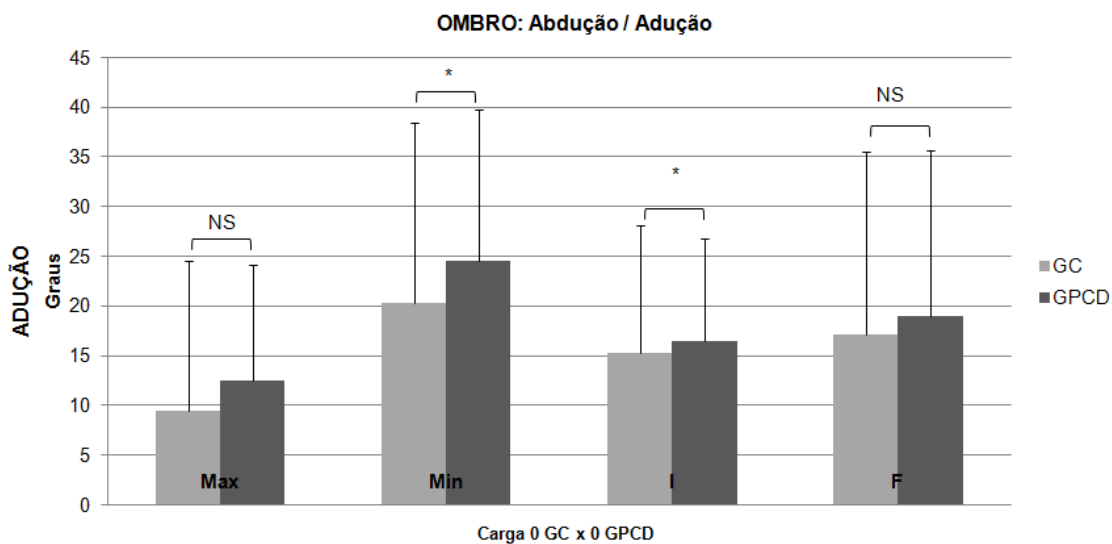


Figura 14 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de abdução e adução de ombro. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final; NS: não-significante.

Nos movimentos de rotação externa e interna, houve diminuição significativa dos ângulos mínimo e final de rotação externa de ombro para o GPCD.

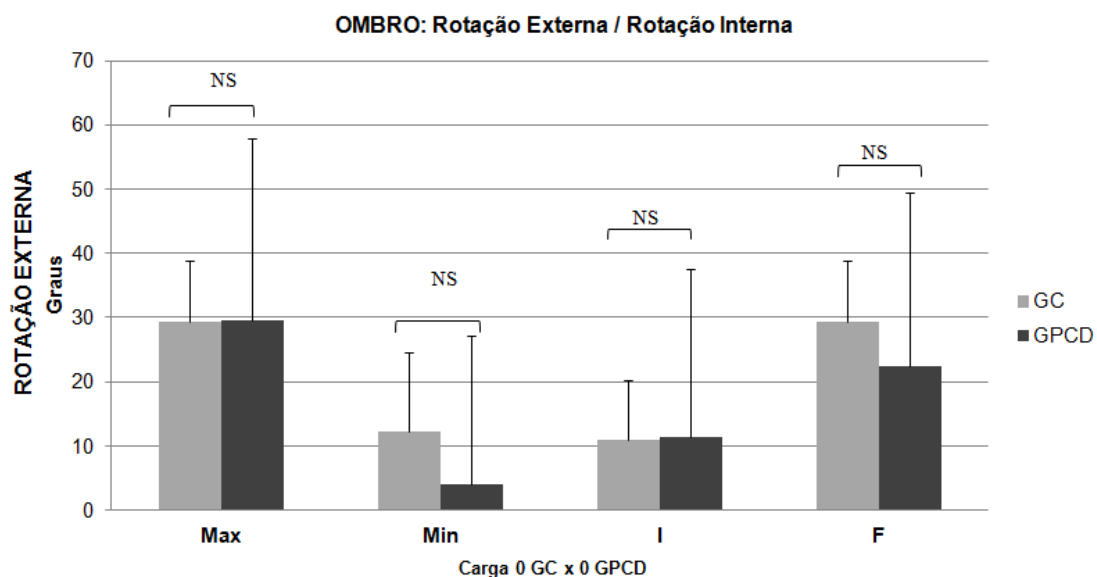


Figura 15 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de rotação externa e interna de ombro. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final; *: $p \leq 0,05$; NS: não-significante.

Cotovelo

O ângulo mínimo e o ângulo inicial apresentaram aumento estatisticamente significativo para o movimento de flexão de cotovelo, enquanto o ângulo máximo e o ângulo final demonstraram diminuição estatisticamente significativa do mesmo movimento no GPCD.

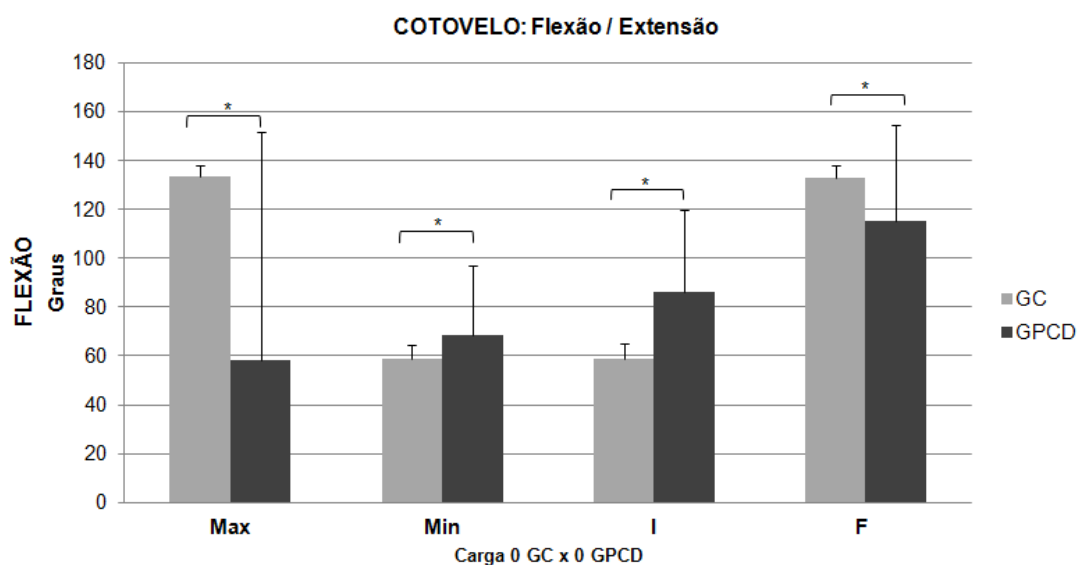


Figura 16 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de flexão e extensão de cotovelo. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final; *: $p \leq 0,05$.

Para os movimentos de supinação e pronação de antebraço, houve diminuição estatisticamente significativa do ângulo mínimo e do ângulo inicial da pronação para o GPCD.

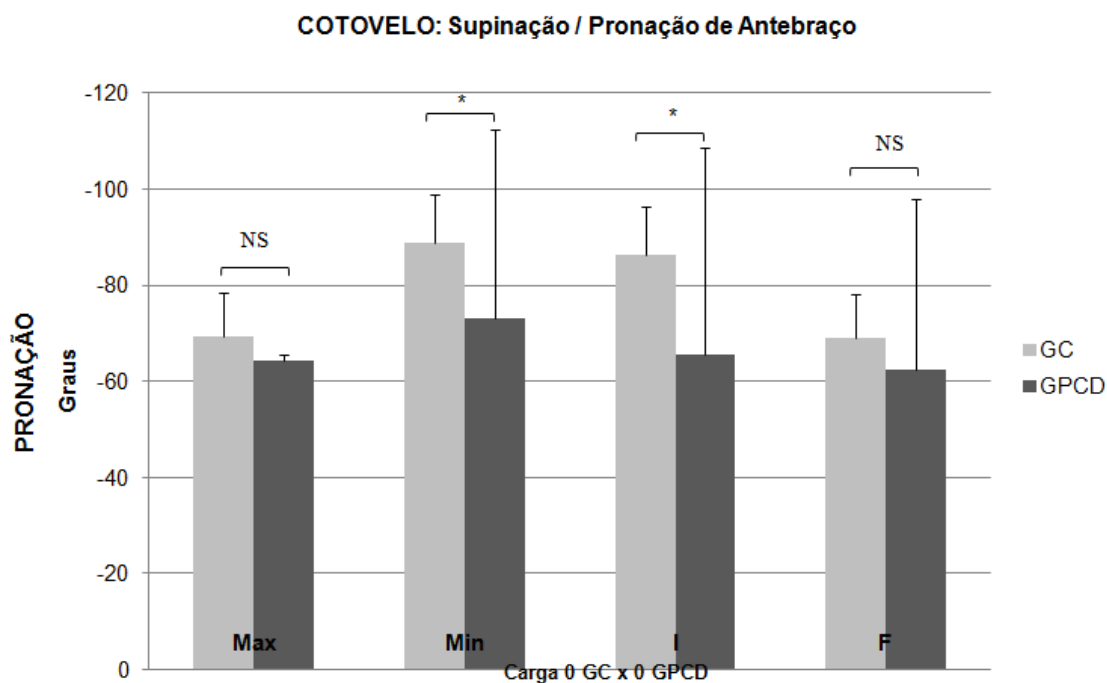


Figura 17 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de supinação e pronação de antebraço. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final; *: $p \leq 0,05$; NS: não-significante.

3.2 Comparação entre as condições de carga do Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético

A aplicação das cargas de 10%, 20%, 30% não modificaram de maneira significativa as variáveis angulares dos movimentos de ombro e cotovelo na comparação com a condição inicial sem carga executada pelo GPCD. A realização do movimento na condição final sem carga também não resultou em mudança significativa das variáveis em relação à condição inicial.

Apenas o ângulo máximo de adução de ombro apresentou aumento significativo mediante aplicação da carga de 30% em relação à realização do movimento na condição inicial.

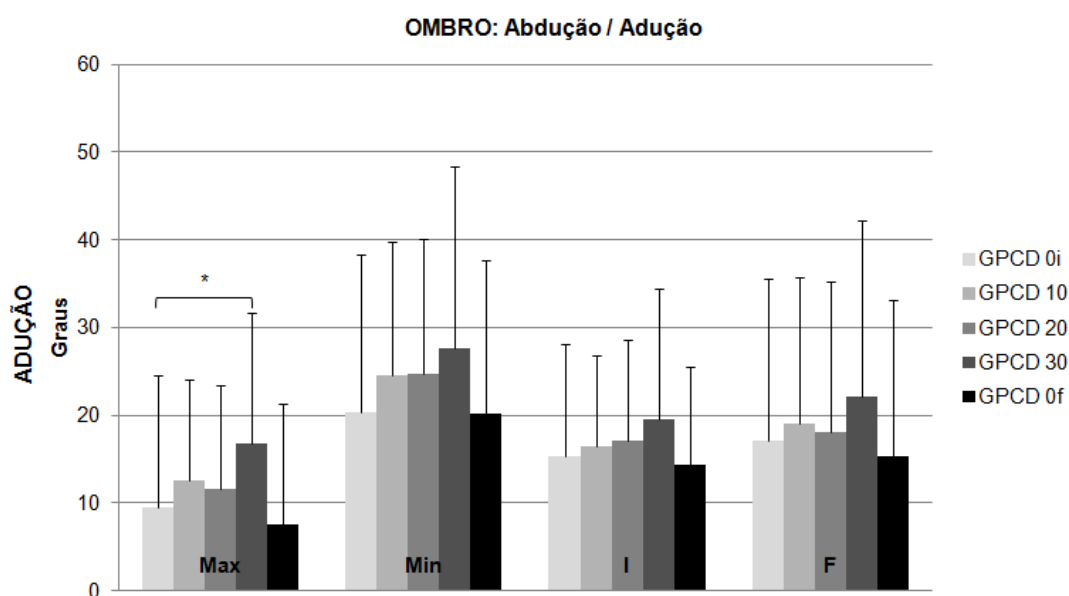


Figura 18 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de abdução e adução de ombro. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final; *: $p \leq 0,05$.

3.3 Comparação entre condição inicial sem carga do Grupo Controle e as condições de 10%, 20% e de 30% da carga máxima do Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético

Ombro

Para os movimentos de flexão e extensão de ombro, não houve diferença estatisticamente significativa para nenhum dos ângulos analisados mediante aplicação das condições de carga citadas no GPCD.

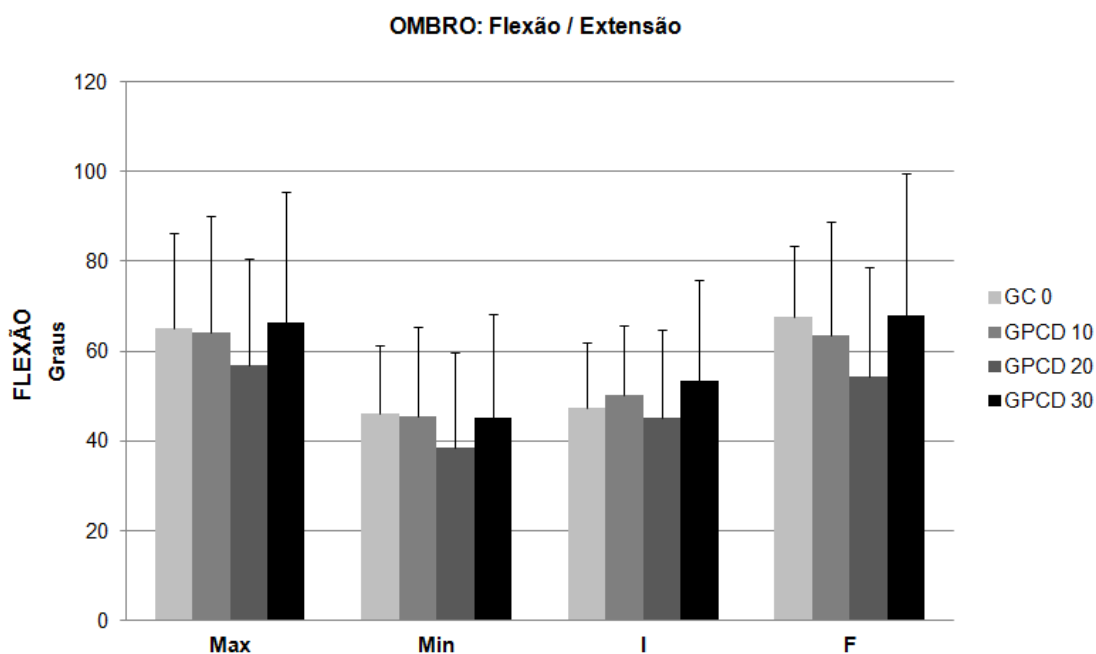


Figura 19 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de flexão e extensão de ombro. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final.

Para os movimentos de abdução e adução de ombro, a aplicação das cargas não resultou em diferença significativa para nenhum dos ângulos analisados do GPCD com relação à carga inicial do GC.

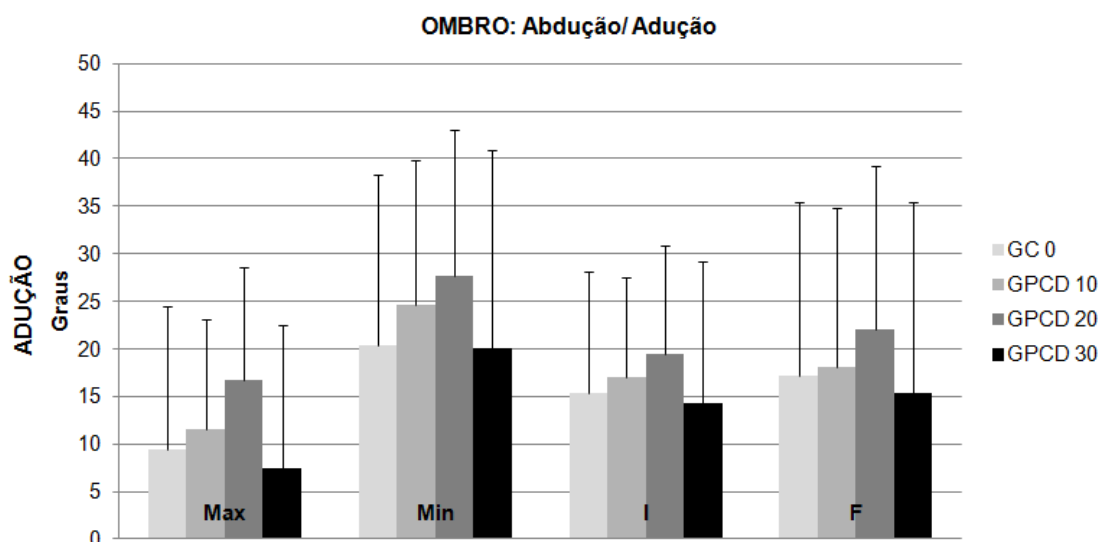


Figura 20 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de abdução e adução de ombro. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final.

Para os movimentos de rotação externa e interna de ombro, nenhuma das condições de carga aplicadas resultou em diferença significativa na comparação com carga inicial do GC.

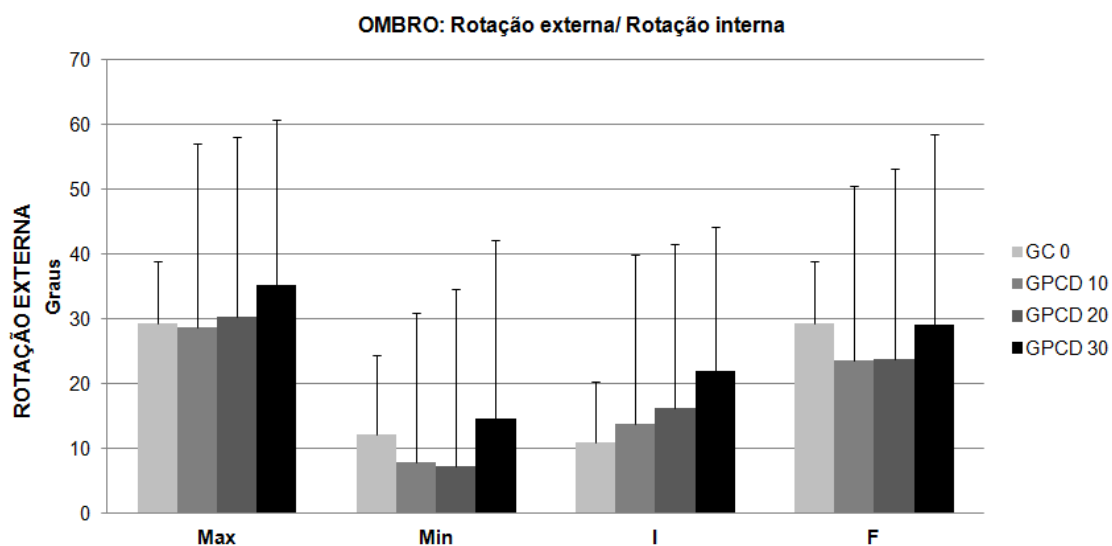


Figura 21 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de rotação externa e interna de ombro. GC: Grupo Controle; PCD: Grupo PCD; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final.

Cotovelo

Para os movimentos de flexão e extensão, a aplicação das cargas de 10%, 20% e 30% resultou em aumento significativo do ângulo mínimo de flexão de cotovelo e diminuição significativa do ângulo final de flexão de cotovelo.

O ângulo máximo de flexão de cotovelo apresentou diminuição significativa após aplicação da carga de 10%.

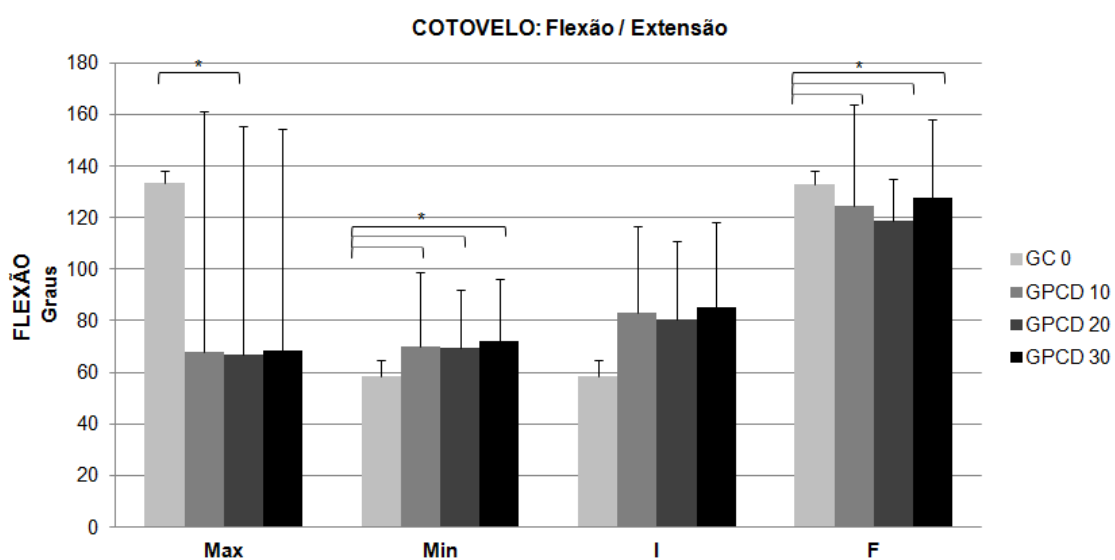


Figura 22 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de flexão e extensão de cotovelo. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final; *: $p \leq 0,05$.

Para os movimentos de supinação e pronação de antebraço, a aplicação das cargas de 10%, 20% e 30% resultou em diminuição significativa do ângulo inicial e do ângulo máximo da pronação de antebraço.

O ângulo mínimo e o ângulo final de pronação de antebraço apresentaram diminuição significativa após aplicação das cargas de 10% e de 20%.

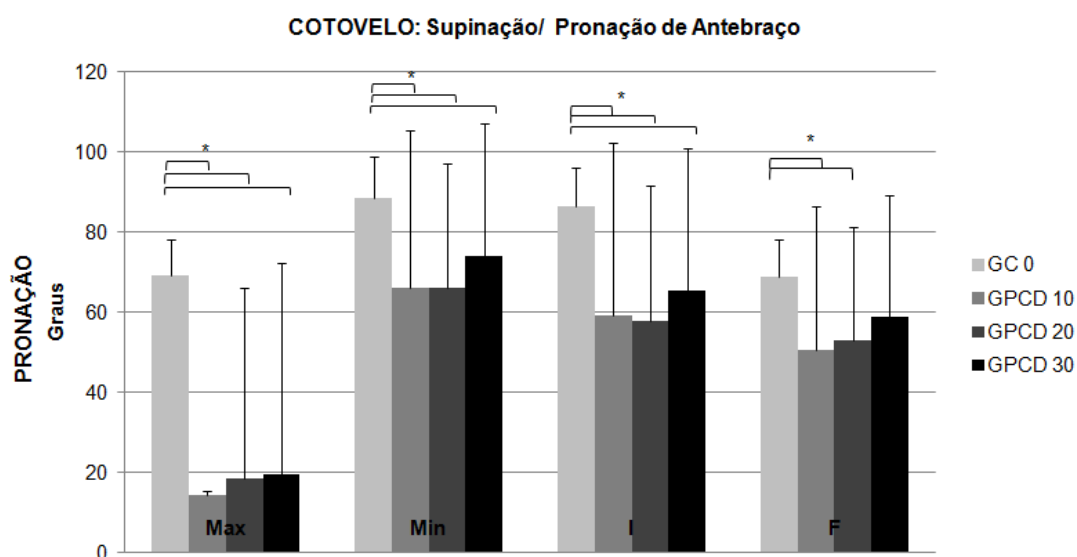


Figura 23 - Média e desvio padrão dos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de supinação e pronação de antebraço. GC: Grupo Controle; GPCD: Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético; Max: máximo; Min: mínimo; I: inicial; F: final; *: $p \leq 0,05$.

DISCUSSÃO

A mensuração dos movimentos funcionais dos membros superiores é de grande importância, pois fornece informações sobre como tarefas são realizadas, oferece uma válida ferramenta de avaliação do movimento normal e patológico, além de possibilitar uma medida objetiva de resultados clínicos.⁽⁴³⁻⁴⁵⁾

Escalas clínicas padronizadas como a *Melbourne Assessment of Unilateral Upper Limb Function*⁽⁴⁶⁾, *Quality of Upper Extremity Skills Test (QUEST)*⁽⁴⁷⁾, *Shriners Hospital for Children Upper Extremity Evaluation (SHUEE)*⁽⁴⁸⁾ avaliam a função do movimento do membro superior apenas na população infantil com PC de maneira qualitativa e fornecem uma descrição subjetiva por meio de pontuação baseada em avaliação observacional do desempenho motor durante a execução de tarefas.⁽⁴⁹⁾ Contudo, alguns destes instrumentos de medida tem sido criticados por não serem suficientemente sensíveis para detectar mudanças clinicamente significantes na função após intervenção.⁽⁵⁰⁾

A análise tridimensional oferece um método objetivo para quantificar o movimento funcional e é considerada o padrão ouro para avaliação da marcha na população com PC.⁽⁵¹⁻⁵²⁾

A cinemática tridimensional dos membros superiores é tecnicamente mais desafiadora devido à natureza não-cíclica das tarefas e à grande complexidade do movimento da articulação do ombro.⁽⁵³⁾ No entanto, modelos biomecânicos para o membro superior tem sido utilizados^(34,54) e estudos com avaliações de tarefas funcionais com uso desta ferramenta tem sido descritos na literatura para a população infantil com PC, em sua grande maioria no tipo hemiparético espástico.^(25-26,55)

Tarefas de membros superiores como a de levar a mão à boca e a de alcançar em diferentes direções apresentaram boa confiabilidade em crianças saudáveis⁽³⁵⁾ e com PC do tipo hemiparesia espástica, o que sugere que a análise tridimensional é confiável para quantificar os movimentos dos membros superiores, principalmente com relação aos parâmetros temporais de duração e velocidade, bem como para detectar mudanças nesta população.^(31,56)

É evidente que o tipo espástico de PC apresenta maior investigação clínica, possivelmente devido à sua acentuada prevalência.⁽²⁾ A falta de estudos de análise do movimento na população com PCD dificulta o real conhecimento dos déficits motores dos membros superiores apresentados por estes pacientes. Coluccini M *et al.*⁽¹⁹⁾ estudou movimentos de alcance, preensão e desprendimento de objetos em três crianças com PCD. Anos após, somente mais um estudo foi conduzido por Butler EE *et al.*⁽²⁵⁾, que selecionou sete crianças para analisar os parâmetros espaço-temporais envolvidos na sequência de movimentos de levar um copo à boca, tarefa esta que foi reproduzida no presente estudo.

Além do notório número reduzido de trabalhos com a PCD, os estudos realizados até o presente momento analisaram o movimento do MS somente crianças.^(25-26,55)

Sabe-se que aproximadamente 50% desta população possui acometimento na função do braço e/ou da mão.⁽⁵⁷⁾ Os déficits funcionais dos membros superiores presentes em adultos com PC são pouco descritos, mas é indicado que cerca de 20% a 30% destes apresentam dificuldades para a realização das AVD's e que os prejuízos funcionais, presentes na infância, persistam na vida adulta e podem ser agravados com a idade⁽²⁸⁻²⁹⁾. Acredita-se que a movimentação involuntária, que acompanha a PCD, e a espasticidade, que pode estar associada à doença, acarretem em alteração importante do movimento e contribuam para o dano funcional.⁽⁴⁾

Tendo em vista a necessidade de avaliação do movimento, do conhecimento das limitações funcionais dos membros superiores na idade adulta e do estudo de abordagens terapêuticas que visem beneficiar a realização voluntária das atividades cotidianas, o presente estudo selecionou adultos com e sem a PCD para analisar a tarefa de levar um copo à boca.

Os dezesseis pacientes da amostra não apresentaram homogeneidade quanto ao gênero, sendo dez adultos do gênero masculino e seis do gênero feminino, que corrobora com dois estudos com a população discinética cuja amostra foi composta, em sua maior parte, por voluntários do gênero masculino.^(4,6,58) A média de idade do presente estudo ($29,62 \pm 6,42$ anos) não é equivalente aos

estudos encontrados na literatura, já que a população infantil é foi estudada na maioria dos trabalhos encontrados^(6,10,19,58), exceto o estudo de Einspieler C *et al.*⁽⁵⁸⁾, que analisou amostra semelhante, com voluntários com idade entre 8 e 24 anos.

Onze pacientes do GPCD apresentaram predomínio de dominância manual à esquerda. Não foram encontrados estudos que investigaram a dominância do membro superior na PCD, pois neles os dois membros superiores foram avaliados^(20,58), diferente do presente estudo que objetivou analisar somente o desempenho do membro superior cuja tarefa é preferencialmente realizada no dia-a-dia.

Nove pacientes foram classificados com escore II da MACS, que corresponde à boa habilidade motora manual, já que esta pontuação se refere à independência para manipulação da maioria dos objetos, porém com presença de alguma dificuldade, menor qualidade e/ou velocidade de execução do movimento. Quatro pacientes foram classificados com escore IV, que indica habilidade manual prejudicada, pois necessita de adaptações e/ou apoio contínuo para manipular objetos. Três pacientes foram classificados com escore III, no qual há manipulação de objetos com dificuldade e necessidade de ajuda para preparo e/ou modificação da atividade.⁽³³⁾

A habilidade manual foi avaliada por meio da MACS também em estudo com sete crianças com PCD.⁽²⁵⁾ Destas, duas foram classificadas com escore I, outras duas com escore II e três com escore III. Muito embora a MACS tenha sido validada para a população infantil, a mesma é considerada factível para classificar a habilidade manual também em adultos.⁽⁵⁹⁾

Uma análise futura que correlacione a habilidade de manipular objetos avaliada nestes adultos com o desempenho para realização da tarefa requisitada se faz necessária. No presente estudo, utilização da MACS objetivou apenas classificar os pacientes do estudo quanto à função manual. Para avaliação do desempenho motor dos pacientes e voluntários saudáveis utilizou-se, como medida de resultados, as variáveis dos parâmetros lineares e angulares da cinemática tridimensional, explanadas na sequência.

Comparação das condições iniciais sem carga entre os grupos controle e com Paralisia Cerebral do tipo Discinético – variáveis lineares

Parâmetros temporais

Os parâmetros temporais são medidas funcionais importantes. As maiores aplicações para eles são: medida de desempenho, graduar o nível de habilidade do paciente; monitorar a eficácia da terapia com o resultado da medida e normalizar outros parâmetros do movimento, comparando resultados de pessoas que por algum motivo específico apresentam tempo de movimento diferentes.

O GPCD realizou as fases de ida, de ajuste e de retorno do movimento de levar um copo à boca de forma significativamente mais lenta que o GC. A relação ida/volta do movimento, que representa a razão entre a fase de ida e a fase de retorno do movimento, não apresentou diferença entre os grupos, demonstrando que o tempo gasto para levar o copo à boca não foi igual ao tempo para retornar o copo à mesa, tanto em pacientes quanto em indivíduos saudáveis. Assim como observado por Reyes-Guzmán A *et al.*⁽³⁰⁾ a fase de retorno apresenta maior duração que a de ida.

Ao avaliar o movimento de alcançar um copo, transportar à boca, retornar à posição inicial e realizar o desprendimento em doze crianças com PC, Buttler EE *et al.*⁽²⁵⁾ encontrou aumento quase duas vezes do tempo total do movimento para as crianças com PC, incluindo as com PCD. A duração das fases de ida e de retorno não apresentaram diferença significativa na comparação com crianças saudáveis, no entanto a heterogeneidade da amostra do estudo pode justificar o resultado encontrado.

Parâmetros de suavidade

Os parâmetros de suavidade têm o objetivo de avaliar, em linhas gerais, o quão homogêneo é o movimento. Esta forma de análise do movimento aplica-se clinicamente às situações de ajuste, associado à capacidade de controlar a

suavidade do movimento. São, por sua vez, informações relevantes em situações onde há desordens do movimento.

Os resultados do presente estudo confirmaram que adultos com PCD apresentam alteração na suavidade dos movimentos. As variáveis índice de curvatura, média do *jerk* e número de unidades de movimento mostraram-se significativamente maiores para o GPCD.

A variável índice de curvatura pode indicar, além de suavidade, eficiência do movimento, pois representa a trajetória da mão, indicada pelo marcador do terceiro dedo durante a fase de ida, e a distância linear entre o ponto inicial e final do movimento.⁽²⁴⁻²⁵⁾

Buttler EE *et al.*⁽²⁵⁾ verificou aumento do índice de curvatura somente na fase de ida e na fase de retorno da tarefa de levar um copo à boca.

Não apenas adultos com PCD, mas adultos com ataxia⁽³⁸⁾ também apresentaram índice de curvatura aumentado durante o movimento de levar à mão a boca, o que ratifica que os tipos discinético e atáxico de PC tendem a realizar movimentos de maneira menos suave.

A variável *jerk* pode ser considerada, de certa forma, especulativa, pois até o momento não foi usada como parâmetro de comparação em estudos que envolveram análise tridimensional do movimento de levar um copo à boca ou a mão à boca.

O *jerk* pode ser descrito como a taxa de mudança da aceleração ou a derivada de terceira ordem/classe da posição⁽⁶³⁾. É usado para indicar fluência dos movimentos de membros superiores e seu aumento é proporcional ao aumento da duração do movimento⁽⁶⁴⁾ O aumento da média do *jerk* para o GPCD na comparação com o GC indica, portanto, mudanças de aceleração e do trajeto do movimento e menor fluência de movimentos quando comparado à indivíduos saudáveis.

O número de unidades de movimento corresponde ao número vezes em que a velocidade excedeu 10% da velocidade máxima e é inversamente proporcional à velocidade máxima alcançada durante os movimentos.⁽³⁸⁾

O número de unidades de movimento significativamente elevado nos adultos com PCD deste estudo demonstra, portanto, que os pacientes do estudo desempenham a tarefa mais lentamente, uma vez que modificam várias vezes a velocidade do movimento do segmento.

Adultos com ataxia⁽³⁸⁾ e crianças com PC, dos tipos espásticos, atáxico e discinético⁽²⁵⁾ apresentam grande variabilidade da velocidade durante o movimento de levar à mão à boca e de levar um copo à boca, respectivamente, valores aumentados do número de unidades de movimento. Em pacientes hemiparéticos também observou-se aumento desta variável para o movimento de levar um copo à boca, assim como forte correlação com o tempo total do movimento.⁽⁶⁵⁾

Parâmetros de velocidade

O GPCD apresentou redução significativa da velocidade média e do pico de velocidade na comparação com o GC.

A redução da velocidade média para realizar o movimento de levar um copo à boca, constatada no presente estudo, foi verificada também em crianças com PC do tipo espástico⁽⁵⁵⁾ e em adultos com ataxia⁽³⁸⁾ durante a realização da tarefa de levar a mão à boca, porém não foram estudadas na população adulta discinética.

O pico de velocidade, que ocorre na fase de ida, apresentou-se reduzido no GPCD em relação ao controle. Esta variável acompanha os valores de velocidade média, portanto se a velocidade média se mostrou reduzida, era esperado que o pico de velocidade também mostrasse redução.

Foi encontrada redução do pico de velocidade também em crianças com PC do tipo espástica⁽⁵⁵⁾ e em adultos com ataxia⁽³⁸⁾ durante a realização do movimento de levar à mão à boca. A falta de estudos em adultos com PCD impossibilita demais comparações, mas permite apontar que indivíduos com PC, independente da faixa etária, mas em decorrência do comprometimento dos membros superiores, apresentam redução do valor máximo e da velocidade média.

O tempo para atingir a máxima velocidade foi significativamente maior para o GPCD. Esta variável, em adultos saudáveis, ocorre aos 35% da fase de ida e na fase de retorno aos 40%, sugerindo que mais precisão é necessário durante a fase

de retorno, para colocar o copo de volta à mesa⁽⁶⁶⁾ e que os pacientes com PCD gastam mais tempo na desaceleração do movimento.⁽⁶⁵⁾

Crianças com PC espástica demonstraram maior tempo para atingir a máxima velocidade na fase de ida do movimento de levar a mão à boca.⁽⁵⁵⁾ Os valores significativamente aumentados do tempo para atingir a máxima velocidade nos pacientes em comparação aos controles pode ocorrer em detrimento do maior tempo despendido pelos pacientes para realizar o movimento.⁽⁶⁵⁾

A porcentagem do tempo para alcançar a máxima velocidade, aqui representada pelo achatamento, mostrou-se menor no GPCD, porém os valores encontrados não foram significantes estatisticamente.

Os valores obtidos para a porcentagem do tempo para alcançar a máxima velocidade, vão de encontro com estudo que avaliou adultos com hemiparesia espástica⁽⁶⁵⁾ e crianças com PC espástica, atáxica e discinética⁽²⁵⁾, que descrevem valores próximos aos 35% da fase de ida do movimento na população com PC.

Comparação das condições iniciais sem carga entre os Grupos Controle e com Paralisia Cerebral do tipo Discinético – Variáveis angulares

Dados cinemáticos angulares fornecem importantes informações a respeito das desordens dinâmicas presentes na PC⁽²⁴⁾ e possibilitam analisar mudanças no desempenho de uma tarefa após aplicação de intervenção terapêutica.

Ombro

O início do movimento do GPCD ocorreu com excessiva adução e rotação interna. Durante o movimento o valor mínimo de adução também esteve aumentado, o que resultou em redução da rotação externa mínima durante e no final do movimento quando comparado ao GC. Crianças com PC do tipo hemiparesia espástica também realizaram este movimento com excessiva adução.⁽²⁶⁾

Não foram encontrados, até o presente momento, estudos com descrição das condições músculo-esqueléticas dos membros superiores de adultos com PCD. Contudo, adultos com PC apresentam em sua maioria a posição de adução e rotação interna de ombro.⁽⁶⁷⁾ A espasticidade, que acomete os músculos

antigravitacionais dos MMSS é comum na PC do tipo hemiparesia espástica, mas não é incomum na PCD e contribui para as alterações angulares observadas.^(4,25)

Cotovelo

O GPCD iniciou e terminou o movimento com maior amplitude de flexão do cotovelo que o GC. Durante a excursão do movimento não alcançou a máxima flexão e excedeu a flexão mínima, ou extensão durante a tarefa. Simultaneamente observou-se excessiva pronação do antebraço no início, durante e ao final do movimento.

Estas alterações podem ser decorrentes de espasticidade ou ligeiro encurtamento dos músculos flexores de cotovelo.^(4,25,67)

Comparação entre as condições de carga do Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético

Apenas a fase de ida das variáveis lineares apresentou diferença significativa com aplicação de uma condição de carga, a de 10%, que resultou na diminuição da duração da fase de ida do movimento.

Dentre as variáveis angulares estudadas, apenas o ângulo máximo de adução do ombro mostrou-se significativo sob aplicação de uma carga de 30%.

Dwan LN, Mcintosh AS⁽⁶⁸⁾ estudaram o efeito da resistência manual durante a tarefa de alcançar e levantar um objeto cilíndrico em crianças saudáveis e concluíram que a resistência aplicada pode não afetar os movimentos articulares. Apesar da resistência manual não ser constante durante todo o movimento e não ser igual à aplicação de carga do tipo pulseira de peso usado neste estudo é possível sugerir que, nestas condições, as cargas não interferem nas variáveis angulares do movimento.

A aplicação das cargas de 10%, 20% e de 30%, portanto, não influenciou significativamente o desempenho motor na condição inicial sem carga realizada pelos pacientes, verificado pelas variáveis angulares e lineares. Isto demonstra que as mesmas não interferiram na realização do movimento de levar um copo à boca

pelo GPCD e que o uso de cargas desta magnitude não altera o padrão de movimento destes pacientes

A realização do movimento na condição final sem carga não foi significativa em relação à condição inicial, também sem carga. A utilização de cargas, portanto, para o presente estudo, não refletiu em mudanças no desempenho do movimento durante a realização da tarefa, tampouco imediatamente após sua retirada, no âmbito das mensurações correspondentes às variáveis lineares e angulares.

Estudo realizado por Audi M⁽²²⁾, com a aplicação de pulseiras de peso em terço distal de antebraço de pacientes com seqüelas de encefalopatia, sendo seis destes com PCD, mostrou melhora na precisão e direção do movimento de apontar um alvo. O autor deste trabalho baseou-se nos achados de Mendoza N *et al.*⁽⁶⁹⁾, que concluiu que os treinamentos de força e de potência deveriam ser entre 50% e 60% da carga máxima em pacientes com PC, e então estipulou o uso de 50% da carga máxima individual de cada voluntário para desempenhar a função estudada.

Lucareli PRG *et al.*⁽⁷⁰⁾, baseado no estudo desenvolvido por Audi M⁽²²⁾ avaliou de forma bidimensional a realização de movimentos planares no plano frontal de uma criança com PCD. Usando uma sequência próxima à estipulada para fortalecimento muscular com intuito de se obter maior controle muscular e conseqüente melhora do desempenho para o movimento, foram impostas as cargas de 50%, anteriormente estudada, e as demais, de 25% e de 75%. Como resultado, foi observado movimento mais eficiente com aplicação de carga de 25% (Anexo C).

Ao analisar os parâmetros têmporo-espaciais da cinemática tridimensional envolvidos nos movimentos planares, sob a aplicação das mesmas condições de cargas em quatro crianças com PCD, observou-se novamente que a carga de 25% foi a que mais se aproximou do resultados do grupo controle (Anexo E).⁽⁷¹⁾

Além da carga de 25% ter apresentado melhores resultados nos estudos preliminares, concluiu-se que as cargas de 50% e 75% não auxiliaram, e talvez tenham dificultado e limitado o movimento voluntário devido ao excesso de peso imposto. Torna-se evidente também, após observação dos resultados, que cargas muito pesadas não são funcionais, não sendo aconselhado seu uso exceto quando o objetivo for o de fortalecimento muscular.

O presente estudo visou analisar rigorosamente e por meio de análise de parâmetros mais específicos, os possíveis benefícios demonstrados pelas cargas de 25% descritos nos trabalhos anteriores. Contudo, os resultados encontrados nos estudos anteriores foram obtidos com crianças, amostra reduzida, diferentes tarefas e com variáveis que talvez não sejam as mais sensíveis para avaliar a melhora no desempenho. Estas limitações podem ter contribuído para a obtenção de resultados menos específicos do que os apontados no presente estudo.

Comparação entre condição inicial do Grupo Controle e as condições de 10%, 20% e de 30% da carga máxima do Grupo Paralisia Cerebral do tipo Discinético

Variáveis lineares

Ao compararmos o uso das cargas de 10%, 20% e 30% nos pacientes do GPCD com a condição sem carga do GC foi constatado aumento estatisticamente significativo para as variáveis fase de ajuste e fase de retorno, índice de curvatura e número de unidades de movimento, velocidade média, pico de velocidade e tempo para atingir o pico de velocidade, sendo que esta última não apresentou diferença estatística com aplicação da carga de 10%, mas sim após aplicação das cargas de 20% e de 30%.

As variáveis fase de ida, relação ida e volta, *jerk* e achatamento não apresentaram diferença significativa com aplicação de nenhuma das três condições de carga impostas, apesar de terem sido significantes na comparação das condições iniciais sem carga entre os grupos. É interessante ressaltar que a variável *jerk* evidenciou valores aproximados aos do GC com a aplicação das cargas no GPCD, porém discrepantes na comparação entre as condições sem carga.

A aplicação das cargas resultou em aproximação dos valores das variáveis lineares dos pacientes discinéticos com relação às dos voluntários do GC apenas em quatro, das onze variáveis analisadas. Pode-se afirmar, portanto, que as cargas não foram capazes de melhorar o desempenho do movimento do GPCD.

Variáveis angulares

Os ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de flexão e extensão, abdução e adução e de rotação externa e interna de ombro não mostraram diferença entre as condições de carga impostas no GPCD e a condição sem carga do GC, apesar de alguns destes, como o aumento significativo dos ângulos mínimo e inicial de adução e a diminuição significativa dos ângulos mínimo e final de rotação externa de ombro terem sido estatisticamente significantes na comparação das condições iniciais sem carga entre os grupos.

As cargas não foram significantes para os movimentos do ombro e, portanto, foram capazes de aproximar os valores do GPCD com os do GC. Isto pode ocorrer devido ao fato de que o movimento de levar um copo à boca exige maior amplitude de movimento da articulação do cotovelo, com movimentos menos requisitados na articulação do ombro.

A aplicação das cargas de 10%, 20% e 30% nos ângulos máximo, mínimo, inicial e final dos movimentos de flexão e extensão de cotovelo no GPCD resultou em aumento significativo do ângulo mínimo de flexão e em diminuição significativa do ângulo final de flexão de cotovelo. A carga de 10% implicou em diminuição significativa do ângulo máximo de flexão de cotovelo. O ângulo inicial de flexão de cotovelo não foi influenciado pela aplicação das condições de cargas nesta comparação, mas, novamente de maneira curiosa, este mesmo ângulo mostrou-se significativo na comparação das cargas iniciais entre os grupos.

Os ângulos máximo e inicial do movimento de pronação de antebraço apresentaram diminuição significativa mediante aplicação das cargas de 10%, 20% e de 30%, enquanto os ângulos mínimo e final de pronação demonstraram diminuição significativa com aplicação das cargas de 10% e de 20%.

De todos os ângulos analisados para os movimentos de flexão e extensão e de supinação e pronação do cotovelo, apenas o ângulo inicial de flexão de cotovelo não apresentou diferença significativa mediante aplicação das cargas. Este resultado novamente permite apontar para o fato das cargas não serem capazes de aproximar os valores exibidos no GPCD com os do GC.

É provável que a aplicação das cargas estudadas nesta população não beneficia o desempenho do movimento de levar um copo à boca durante a sua execução, avaliado pelas variáveis lineares e angulares cinemáticas. Estudo eletromiográfico e cinético dos músculos e forças envolvidos na tarefa poderiam auxiliar na compreensão do comportamento muscular e do controle do movimento e assim elucidar ainda mais a influência do uso destas cargas.

Ao se analisar o efeito das cargas no movimento, deve-se levar em consideração, a grande variabilidade observada nos resultados das variáveis e parâmetros estudados no GPCD. Estudar a variabilidade dos parâmetros e variáveis seja uma forma de se compreender melhor o impacto do uso de cargas nesta população.

É possível sugerir que a carga seja capaz de conter o movimento involuntário, conforme observado visualmente, mas não apresente potencial para beneficiar o movimento voluntário.

A ausência ou os pequenos benefícios podem não ter sido encontrados nos movimentos, também, devido à aplicação da carga ter sido realizada somente em uma única sessão. É possível que um treinamento orientado à tarefa, com o aumento do número de repetições influencie a capacidade de aprendizagem do movimento e a melhora do controle muscular.⁽⁷²⁻⁷³⁾

Limitações do estudo

Devido à complexidade envolvida nos movimento do braço, dado pelo complexo articular do membro superior, foram considerados apenas os movimentos do segmento braço. Os movimentos das articulações acromioclavicular, escápulo-torácica e esternoclavicular não foram analisados individualmente, também pelo fato do tronco ter seus movimentos restritos durante a tarefa.

A restrição dos movimentos do tronco, apesar de isolar de certa forma o movimento do membro superior, não reproduz uma condição funcional, já que a maioria dos movimentos de MMSS realizados por estes pacientes tem atuação do

tronco devido, entre outras causas, à dificuldade de extensão de cotovelo para alcançar um alvo à frente.⁽⁷²⁾

Muito embora o procedimento mais utilizado para coleta de dados cinemáticos seja o uso de marcadores retro reflexivos sobre a pele, usando proeminências ósseas como referência, o artefato dos movimentos dos tecidos moles sobre os ossos não pode ser excluído.⁽⁷⁴⁾ Além disso, o posicionamento dos marcadores possui função de auxiliar o cálculo e determinar os centros articulares. A falta de precisão neste procedimento pode levar ao erro sistemático.

Análises futuras dos dados devem incluir a avaliação do coeficiente de variação entre os pacientes para verificar se os movimentos são ou não consistentes entre os indivíduos e, então, analisar a variabilidade de seus movimentos. Sugere-se também a avaliação da reprodutibilidade e repetitividade da tarefa.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo objetivou verificar a influência da pulseira de peso no desempenho do movimento de levar um copo à boca por meio da análise dos parâmetros lineares e angulares da cinemática tridimensional das articulações do ombro e cotovelo em adultos jovens saudáveis e com Paralisia Cerebral do tipo discinético. Estudos que avaliam a utilização de cargas no terço distal de antebraço com intuito de beneficiar o desempenho dos movimentos de membros superiores na população discinética são escassos, apesar de ser uma intervenção comumente adotada na prática clínica. Os resultados deste estudo indicaram que adultos com Paralisia Cerebral do tipo Discinético realizam a tarefa de levar um copo à boca de forma diferente de adultos saudáveis, com aumento da duração do movimento, redução da suavidade e maior lentidão, além dos movimentos serem executados com excessiva adução e rotação interna de ombro, flexão de cotovelo e pronação de antebraço em relação aos voluntários saudáveis. A aplicação das cargas no GPCD constatou que as mesmas não são capazes de modificar de maneira significativa as variáveis lineares e angulares envolvidas no movimento dos pacientes. Contudo, quando a realização do movimento com aplicação de carga no GPCD foi comparada com adultos jovens saudáveis, observou-se influência nas variáveis fase de ida, relação ida e volta, média do *Jerk* e achatamento dos parâmetros lineares e nas variáveis angulares dos movimentos de ombro.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M, Damiano D, *et al.* A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl.* 2007; 109: 8-14.
2. Day SM. Do we know what the prevalence of cerebral palsy is? *Dev Med Child Neurol.* 2011; 53(10): 876-7.
3. (Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE), 2002) Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in Europe. *Dev Med Child Neurol* 44: 633–640).
4. Himmelmann K, Hagberg G, Wiklund LM, Eek MN, Uvebrant P. Dyskinetic cerebral palsy: a population based study of children born between 1991 and 1998. *Dev Med Child Neurol.* 2007; 49: 246–251.
5. Parkes J, Dolk H, Hill N. 2005 Children and Young People with cerebral palsy in Northern Ireland - Birth Years 1977-1997. A Comprehensive Report from the Northern Ireland Cerebral Palsy Register, Queens University Belfast.
6. Himmelmann K, Manus V, Hagberg G, Uvebrant P, Krägeloh-Mann I, Cans. Dyskinetic cerebral palsy in Europe: trends in prevalence and severity – on behalf of the SCPE collaboration. *Arch Dis Child.* 2009; 94: 917-928.
7. Cans C, Dolk H, Platt MJ, Colver A, Prasauskiene A, Krägeloh-Mann I. Recommendations from the SCPE collaborative group for defining and classifying cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol Suppl.* 2007; 109: 35-8.
8. Bax M, Goldstein M, Rosenbaum P, Leviton A, Paneth N, Dan B *et al.* Proposed definition and classification of cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2005; 47: 571-6.

9. Krageloh-Mann I, Petrucci U, Weber PM. Reference and training manual (R&TM) of the SCPE. Grenoble, Switzerland: Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE). 2005.
10. Sanger TD, Chen D, Fehlings DL, Hallett M, Lang AE, Mink JW *et al.* Definition and Classification of Hyperkinetic Movements in Childhood. *Mov Disord.* 2010; 25 (11): 1538-1549.
11. Delgado MR, Albright AL. Movement disorders in children: definitions, classifications, and grading systems. *J Child Neurol.* 2003; 18: 51-58.
12. Dressler D, Benecke R. Diagnosis and management of acute movement disorders. *J Neurol.* 2005; 252: 1299-1306.
13. Cowan F, Rutherford M, Groenendaal F, Eken P, Mercuri E, Bydder GM *et al.* Origin and timing of brain lesions in term infants with neonatal encephalopathy. *Lancet.* 2003; 361(13):736-42.
14. Krageloh-Mann I. Imaging of early brain injury and cortical plasticity. *Exp Neurol* 2004; 190: 84-90.
15. Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM, Principles of neuroscience. 3 ed. Nova Iorque: Elsevier, 1991.
16. Crittenden JR, Graybiel AM. Basal Ganglia disorders associated with imbalances in the striatal striosome and matrix compartments. *Front Neuroanat.* 2011;5: 59-64.
17. Nambu A, Tokuno H, Takada M. Functional significance of the cortico-subthalamo-pallidal 'hiperdirect' pathway. *Neurosci Res.* 2002; 43: 111-117.

18. Shumway-Cook A, Woollacott MH. Constraints on motor control: an overview of neurologic impairments. In: *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*. 4ed. Nova Iorque: Elsevier, 2010.
19. Coluccini M, Maini ES, Martelloni C, Sgandurra G, Cioni G. Kinematic characterization of functional reach to grasp in normal and motor disabled children. *Gait Posture*. 2007; 25: 493-501.
20. Sanger TD. Arm trajectories in Dyskinetic Cerebral Palsy have increased random variability. *J Child Neurol*. 2006; 21: 551-57.
21. Chang JJ, Wu TI, Wu WL, Su FC. Kinematical measure for spastic reaching in children with cerebral palsy. *Clin Biomech*. 2005; 20(4):381-8.
22. Audi M. Estudo comparativo do comportamento motor de membro superior em encefalopatas que fazem uso de pulseira estabilizadora. 112 p. Dissertação (Mestrado em educação) – Faculdade de Filosofia e Ciências, Universidade Estadual Paulista, Marília, 2006.
23. Lucareli PRG, Oliveira DM, Ferreira M, Pagliaro EM, Almeida JG, Gimenes R *et al*. A influência do uso da pulseira estabilizadora em uma criança com paralisia cerebral. In: Congresso Brasileiro de Ortopedia Pediátrica - encontro de fisioterapia aplicada à ortopedia pediátrica, 8. 2008; Gramado. Anais. CD-ROM.
24. Butler EE, Ladd AL, Louie SA, LaMont LE, Wongb 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.
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): 301-6.

26. Fitoussi F, Diop A, Maurel N, Laassel M, Penneçot GF. Kinematic analysis of the upper limb: a useful tool in children with cerebral palsy. *J Ped Orthop*. 2006; 15(4): 247-256.
27. Eckert T, Eidelberg D. Neuroimaging and therapeutics in movement disorders. *NeuroRx*. 2005; 2: 361-371.
28. Donkervoort M, Roebroek M, Wiegerink D, van der Heijden H, Stam H - The Transition Research Group South West Netherlands. Determinants of functioning of adolescents and young adults with cerebral palsy. *Disabil Rehabil* 2007; 29: 553 – 563.
29. Jahnsen R, Villien L, Aamodt G, Stanghelle JK, Holm I. Musculoskeletal pain in adults with cerebral palsy compared with the general population. *J Rehabil Med*. 2004; 36: 78 – 84.
30. de los Reyes-Guzmán A, Gil-Agudo A, Peñasco-Martín B, Solís-Mozos M, del Ama-Espinosa A, Pérez-Rizo E. Kinematic analysis of the daily activity of drinking from a glass in a population with cervical spinal cord injury. *J NeuroEng Rehabil*. 2010; 7:41-48.
31. Mackey AH, Walt SE, Lobb GA, Stott NS. Reability of upper and lower limb three-dimensional kinematics in children with hemiplegia. *Gait Posture* 2005; 22: 1-9.
32. van Andel CJ, Wolterbeek N, Doorenbosch CA, Veeger DH, Harlaar J. Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. *Gait Posture*. 2008; 27: 120-127.
33. Ealisson AC, Krumline Sundholm L, Rösblad B, Beckung E, Arner M, Öhrvall AM. Classification System (MACS) for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability. *Dev Med Child Neurol*. 2006; 48: 549-554.

34. Rab G, Petuskey K, Bagley A. A method for determination of upper extremity kinematics. *Gait Posture*. 2002; 15; 113-119.
35. Jaspers E, Feys H, Bruyninckx H, Cutti A, Harlaar J, Molenaers G, Desloovere K. The reliability of upper limb kinematics in children with hemiplegic cerebral palsy. *Gait Posture*. 2011; 33: 568–575.
36. Kontaxis A, Cutti AG, Johnson GR, Veeger HE. A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. *Clin Biomech*. 2009; 24(3):246-53.
37. Topka H, Konczak J, Schneider K, Boose A, Dichgans J. Multijoint arm movements in cerebellar ataxia: Abnormal control of movement dynamics. *Exp Brain Res*. 1998; 119: 493–503.
38. Menegoni F, Milano E, Trotti C, Galli M, Bigoni M, Baudo S *et al.* Quantitative evaluation of functional limitation of upper limb movements in subjects affected by ataxia. *Eur J Neurol*. 2009; 16(2):232-9.
39. Girden E. ANOVA: Repeated measures. Newbury Park CA: Sage, 1992.
40. Stevens J. Applied multivariate statistics for the social sciences. Hillsdale NJ: Allyn & Bacon, 1992.
41. Field A. Discovering statistics using SPSS for Windows. London: Sage, 2000.
42. Pallant J. SPSS survival manual: a step by step guide to data analysis using SPSS for Windows (version 10 and 11). Buckingham: Open University Press, 2001.
43. Murgia A, Kyberd P, Barnhill T. The use of kinematic and parametric information to highlight lack of movement and compensation in the upper extremities during activities of daily living. *Gait Posture*. 2010; 31: 300–306.

44. 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 (573-579).
45. Magermans DJ, Chadwick EKJ, Veeger HEJ, van der Helm FCT. Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. *Clin Biomech*. 2005; 20: 591–599.
46. Randall M, Johnson L, Reddihough D. The Melbourne Assessment of Unilateral Upper limb function: test administration manual. Melbourne, Australia: Arena Printing; 1999.
47. DeMatteo C, Law M, Russel D, Pollock N, Rosebaum P, Walters S. Quality of Upper Extremity Skill Test. Ontario: Neurodevelop Clin Res Unit: 1992.
48. Davids JR, Peace LC, Wagner LV, Gidewall MA, Blackhurstl DW, Roberson WM. Validation of the Shriners Hospital for Children Upper Extremity Evaluation (SHUEE) for children with hemiplegic cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Am*. 2006; 88(2): 326-33.
49. Jaspers E, Desloovere K, Bruyninckx H, Molenaers G, Klingels K, Feys H. Review of quantitative measurements of upper limb movements in hemiplegic cerebral palsy. *Gait Posture*. 2009; 30: 395-404.
50. Satila H, Kontamaki A, Autto-Ramo I. Upper limb function after botulinum toxin – a treatment in cerebral palsy: two years follow-up of six cases. *Pediatr Rehabil*. 2006; 9(3): 247-58.
51. Gage JR, Novacheck TF. An update on the treatment of gait problems in cerebral palsy. *J Pediatr Orthop B*. 2001; 10: 265-74.

52. Mackey AH, Walt SE, Lobb GA, Stott NS. Reliability of upper and lower limb three-dimensional kinematics in children with hemiplegia. *Gait Posture*. 2005; 22: 1-9.
53. Rau G, Disselhorsts-Klug C, Schmidt R. Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm. *J Biomech*. 2000; 33: 1207-16.
54. Schmidt R, Disselhorsts-Klug C, Silny J, Rau G. A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions. *J Biomech*. 1999; 32: 615-621.
55. Mackey AH, Walt SE, Stott NS. Deficits in Upper-limb task performance in children with hemiplegic cerebral palsy as defined by 3-dimensional kinematics. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006; 87: 207-15.
56. Reid S, Elliott C, Alderson J, Lloyd D, Elliott B. Repeatability of upper limb kinematics for children with and without cerebral palsy. *Gait Posture*. 2010; 32(1): 10-7.
57. Arnould C, Penta M, Renders A, Thonnard J. Abilhand Kids. A measure of manual ability in children with cerebral palsy. *Neurology*. 2004;63: 1045 – 1052.
58. Einspieler C, Cioni G, Paolicelli PB, Bos AF, Dressler A, Ferrari F *et al*. The Early Markers for Later Dyskinetic Cerebral Palsy are Different from Those for Spastic Cerebral Palsy. *Neuropediatrics*. 2002; 33: 73-78.
59. van Meeteren J, Nieuwenhuijsen C, de Grund A, Stam HJ, Roebroek ME. Using the manual ability classification system in young adults with cerebral palsy and normal intelligence. *Disabil Rehabil*. 2010; 32(23): 1885-93.
60. Curra A, Berardelli A, Agostino R, Giovannelli M, Koch G, Manfredi M. Movement Cueing and Motor Execution in Patients With Dystonia: A Kinematic Study. *Mov Disord*. 2000; 15(1): 103-12.

- 61.Kukke SN, Sanger TD. Contributors to excess antagonist activity during movement in children with secondary dystonia due to cerebral palsy. *J Neurophysiol.* 2011; 105: 2100-2107.
- 62.Agostino R, Berardelli A, Formica A, Accornero N, Manfredi M. Sequential arm movements in patients with Parkinson's disease, Huntington's disease and dystonia. *Brain.* 1992; 115: 1481–1495.
- 63.Feng CJ, Mak AF. Three-dimensional motion analysis for the voluntary elbow movement in subjects with spasticity. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 1997; 5(3):253–62.
64. Schneider K, Zernicke RF Jerk-cost modulations during the practice of rapid arm movements. *Biol Cybern.* 1989; 60:221–230.
- 65.Murphy MA, Willén C, Sunnerhagen KS. Kinematic Variables Quantifying Upper-Extremity Performance After Stroke During Reaching and Drinking From a Glass. *NeurorehabNeural Re.* 2011; 25(1) 71–80.
- 66.Murphy MA, Sunnerhagen KS, Johnels B, Willén C. Three-dimensional kinematic motion analysis of a daily activity drinking from a glass: a pilot study. *J NeuroEng Rehab.* 2006; 18 (3): 1-11
- 67.Horstmann HM, Hosalkar H, Keenan MA. Orthopaedic issues in the musculoskeletal care of adults with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2009; 51(Suppl 4): 99-105.
- 68.Dwan LN, Mcintosh AS. Kinematics of the upper limb: a reaching and placing task with resistance in children. *Gait Posture.* 2006; 24 (S): 235-238.

69.Mendoza N, García JM, Pino J, Martín O, Ferrer R. Evaluation of maximal dynamic leg strength of soccer-7 players with cerebral palsy. 2003. Disponível em: <ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi>. Acesso em 02 abr. 2006.

70.Lucareli PRG, Oliveira D, Lima MO, Lim FP, Artilheiro MC, Braccialli MP *et al.* A Influência da Pulseira Estabilizadora em Uma Criança com Paralisia Cerebral Coreoatetóide. *Ter Man.* 2010; 8(40):478-482.

71.Lucareli PRG, Artilheiro MC, Comin I, Motta LM, Garbelotti S, Correa JCF. Analysis of the temporal-spatial parameters of the upper limbs with use of load bracelet. In: *World Physical Therapy 2011*, 2011, Amsterdã. *World Physical Therapy 2011 Abstracts*, 2011. v. 97. p. S230.

72.Schneiberg S, Mckinley, PA, Sveistrup H, Gisel E, Mayo NE, Levin MF. The effectiveness of task-oriented intervention and trunk restraint on upper limb movement quality in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2010, 52: 245–253.

73.Dodd KJ, Taylor NF, Damiano DL. A systematic review of the effectiveness of strength-training programs for people with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83: 1157-64

74.Cutti AG, Paolini G, Troncossi M, Cappello A, Davalli A. Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation. *Gait Posture.* 2005; 21(3): 341–349.

APÊNDICE A

Modelo de Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Nome do voluntário _____

Telefones para contato _____

Endereço: _____ N° _____

Complemento: _____ Bairro: _____ Cidade: _____

E-mail: _____

As Informações contidas neste prontuário foram fornecidas pela Ft. Mariana Cunha Artilheiro e pelo Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia Lucareli vinculado à Universidade Nove de Julho, objetivando firmar acordo escrito mediante o qual, o voluntário da pesquisa autoriza sua participação com pleno conhecimento da natureza dos procedimentos e riscos a que se submeterá, com a capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação.

1. Título do Trabalho: Análise tridimensional do movimento de membros superiores com uso de pulseira de peso em adultos jovens saudáveis e com paralisia cerebral do tipo discinético.

2. Objetivo: Analisar a influência da pulseira de peso no desempenho do movimento de levar um copo à boca por meio da cinemática tridimensional em adultos jovens saudáveis e com Paralisia Cerebral do tipo discinético.

3. Justificativa: Com o intuito de realizar avaliações quantitativas, a análise das funções dos membros superiores por meio de sistemas capazes de mensurar a cinemática e atividade muscular podem atuar como uma importante ferramenta para o entendimento e tomada de decisões clínicas.

4. Métodos: Em primeiro momento será avaliada a força máxima do indivíduo na simulação da tarefa de levar um copo à boca através de um equipamento chamado dinamômetro, que vai medir a força dos músculos dos membros superiores que fazem esse movimento. Em seguida, serão colocados marcadores auto-adesivos no tronco e nas articulações do ombro, cotovelo e punho para avaliação dos movimentos articulares. Também serão colocados eletrodos com fita adesiva nos

músculos do braço, antebraço e punho para medir a atividade do músculo que está atuando na tarefa.

Após estes procedimentos, os voluntários deverão realizar o movimento de levar um copo à boca primeiramente sem carga e em seguida com a carga no antebraço. Eles utilizarão três categorias de cargas leves durante os movimentos, uma em sequência da outra. Essa categoria da carga que será colocada no punho será determinada de acordo com o teste de força feito antes do início da tarefa.

5. Desconforto ou Riscos Esperados: O sr.(a) não terá prejuízos e não sofrerá nenhum dano físico ou desconforto durante a realização dos movimentos que terá que fazer durante o exame.

6. Informações: O voluntário(a) ou seu responsável tem garantia que receberão respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento de qualquer dúvida quanto aos procedimentos, riscos benefícios e outros assuntos relacionados com a pesquisa. Também os pesquisadores assumem o compromisso de proporcionar informação atualizada obtida durante o estudo, ainda que esta possa afetar a vontade do indivíduo em continuar participando.

7. Benefícios: Foram alertados de que a participação nesta pesquisa não trará benefícios diretos ao voluntario. No entanto, pode-se esperar uma importante contribuição para o estudo da melhora dos movimentos involuntários durante a movimentação dos membros superiores em indivíduos sadios e com Paralisia Cerebral Discinética.

8. Retirada do Consentimento: O sr(a) não terá prejuízos caso não esteja de acordo com os procedimentos ou queira a qualquer momento deixar de participar deste estudo .

9. Aspecto Legal: Elaborados de acordo com as diretrizes e normas regulamentadas de pesquisa envolvendo seres humanos atendendo à Resolução n.º 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério de Saúde – Brasília – DF.

10. Garantia do Sigilo: Os pesquisadores asseguram a privacidade dos voluntários quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa.

11. Formas de Ressarcimento das Despesas decorrentes da Participação na

Pesquisa: Não haverá nenhum valor econômico a receber ou a pagar pela participação dos voluntários. Caso ocorra algum dano decorrente da participação no estudo, serão devidamente indenizados, conforme determina a lei.

12. Local da Pesquisa: A pesquisa será desenvolvida no Hospital Israelita Albert Einstein: Av. Albert Einstein, 627, Bloco D – 3º andar – CEP: 05652-000.

Endereço do Comitê de Ética em Pesquisa da Uninove: Av. Francisco Matarazzo, nº 612 - 1º andar – Prédio C – Água Branca – 05001-100. Telefones: (11) 36659310/36659309.

13. Nome Completo e telefones dos Pesquisadores para Contato: Mariana Cunha Artilheiro - (11) 9596 5659; Paulo Roberto Garcia Lucareli - (11) 9216 5360.

14. Consentimento Pós-Informação:

Eu, _____, portador de RG nº: _____, de nacionalidade: _____ e profissão: _____, nascido em ___/___/___, após leitura e compreensão deste termo de informação e consentimento, entendo que minha participação é voluntária, e que posso sair a qualquer momento do estudo, sem prejuízo algum. Confirmando que recebi cópia deste termo de consentimento, e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo no meio científico.

* Não assine este termo se ainda tiver alguma dúvida a respeito.

São Paulo, _____ de _____ de 2011

Nome (por extenso): _____

Assinatura: _____

1ª via: Instituição

2ª via: Voluntário

APÊNDICE B

Manual Ability Classification System - MACS (Versão em português)

Informações aos usuários

O Sistema de Classificação da Habilidade Manual (MACS) descreve como as crianças com paralisia cerebral (PC) usam suas mãos para manipular objetos em atividades diárias. O MACS descreve cinco níveis. Os níveis são baseados na habilidade da criança em iniciar sozinho a manipulação de objetos e a necessidade de assistência ou adaptação para realizar atividades manuais na vida diária. O Tótem do MACS também descreve as diferenças entre os níveis adjacentes para tornar mais fácil a determinação de qual nível corresponde melhor a habilidades das crianças na manipulação de objetos.

Os objetos referidos são aqueles relevantes e apropriados à idade da criança, usados em tarefas como comer, vestir-se, brincar, desenhar ou escrever. Trata-se de objetos que estão dentro do espaço pessoal das crianças, exceto aqueles que estão fora do seu alcance. Objetos usados em atividades avançadas que requerem habilidades especiais como tocar um instrumento não estão incluídos nestas considerações.

Quando atribuir o nível da criança no MACS, escolha o nível que melhor descreve o desempenho global típico em casa, na escola ou na comunidade. A manipulação é a habilidade cognitiva da criança também afetam a capacidade de manipular objetos e, consequentemente, influenciam o nível do MACS. Para obter informações acerca de como a criança manipula vários objetos no dia-a-dia e necessário perguntar a alguém que conhece bem a criança. O MACS visa classificar o que as crianças normalmente fazem e não seu melhor desempenho em uma situação específica de teste.

O MACS é uma descrição funcional que pode ser usada como complemento do diagnóstico de paralisia cerebral e seus subtipos. O MACS avalia a habilidade global da criança na manipulação dos objetos no dia-a-dia, não a função de cada mão separadamente. O MACS não considera as diferenças de função entre as mãos, em vez disso aborda o modo como as crianças manipulam objetos apropriados à idade. O MACS não pretende explicar as razões para os deficits na habilidade manual.

O MACS pode ser usado para crianças e adolescentes na faixa etária entre 4 e 18 anos, entendendo alguns conceitos devem ser estabelecidos em relação à idade da criança. Naturalmente há diferenças entre os objetos que uma criança de 4 anos é capaz de manipular e aqueles que um adolescente manipula. O mesmo se aplica em relação à independência - uma criança mais nova precisa de maior ajuda e supervisão que uma criança mais velha.

O MACS abrange todo o espectro de limitações funcionais entre crianças com paralisia cerebral e seus subtipos. Alguns subtipos podem ser encontrados em todos os níveis do MACS, como a paralisia cerebral bilateral, enquanto outros são encontrados em poucos níveis, como na paralisia cerebral unilateral. O nível 1 inclui crianças com pequenas limitações, enquanto limitações funcionais graves são em geral encontradas nos níveis IV e V. Se crianças com desenvolvimento normal fossem classificadas de acordo com o MACS, seria necessário um nível "0". Contudo, cada nível inclui crianças com funções relativamente variadas. É improvável que o MACS seja sensível a mudanças após uma intervenção, na toda a probabilidade de que os níveis do MACS sejam estáveis ao longo do tempo.

Os cinco níveis do MACS constituem uma escala ordinal, que significa que os níveis são "ordenados", mas as diferenças entre os níveis não são necessariamente iguais, nem as crianças com paralisia cerebral são igualmente distribuídas nos cinco níveis.



Tradutores: Ms Daniela Balanor Rodrigues Silva, Profa. Dra. Luiza Lara Pfeifer e Profa. Dra. Carolina Araújo Rodrigues Funayama, Programa de Pós-Graduação em Neurociências e Ciências do Comportamento, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo

E-mail:jam-christian.klassen@usp.br www.macs.usp.br

Elaine AC, Jordana Ganshin L, Rosalê B, Rodrigo E, Niter M, Clival AM, Flavelham P, The Manual Ability Classification System (MACS): for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability. *Developmental Medicine and Child Neurology* 2008; 48: 546-554



Manual Ability Classification System Sistema de Classificação da Habilidade Manual para crianças com paralisia cerebral 4-18 anos

MACS classifica como as crianças com paralisia cerebral usam suas mãos para manipular objetos em atividades diárias.

- MACS descreve como crianças usam habitualmente suas mãos para manipular objetos em casa, escola e ambientes comunitários (o que a criança faz), ao invés do que é conhecido por ser a sua melhor capacidade.
- Para obter informação sobre a maneira como a criança manipula vários objetos no seu cotidiano, é necessário questionar alguém que conhece bem a criança, ao invés de realizar um teste específico.
- Os objetos que a criança manipula devem ser adequados à sua idade.
- O MACS classifica a habilidade global da criança para manipular objetos e não cada mão separadamente.

MACCS

O que você precisa saber para utilizar o MACCS?

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 (a 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 é 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.

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 fáceis de segurar.

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.

V. Não manipula objetos e tem habilidade

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

ANEXO A

Aprovação do Comitê de Ética em pesquisa

**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP**

Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado *Análise Tridimensional do Movimento de Membros Superiores com Uso de Pulseira de Peso em Adultos Jovens Sadios e Com Parafisia Cerebral do Tipo Discinético* sob número de protocolo 429632 sob responsabilidade de Paulo Roberto Garcia Lucarelli sendo Aprovado de acordo com a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde M/S, de 10/10/96.

São Paulo, 16 de Maio 2011.


Prof. Dra. Claudia Santos Oliveira
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa

ANEXO B

Publicações complementares - Aceite da Revista Terapia Manual



São Paulo, 23 de novembro de 2010.

Prezado(a) autor(a) Paulo Lucarelli

Temos o prazer de informar que o manuscrito intitulado:

"The influence of the use of stabilizer bracelet in a child with choreoathetoid cerebral palsy"

cujos autores são:

Lucarelli PRG, Oliveira D, Lima MO, Artilheiro M, Braccialli LM, Oliveira CS e Corrêa JC

foi recebido pela edição da revista Terapia Manual ISSN 1677-5937, como Relato de Caso.

Agradecemos a colaboração ao desenvolvimento científico e estamos sempre à disposição a novas contribuições.

Atenciosamente,

A handwritten signature in black ink, which appears to read 'Raquel P. Hirata', is written over a horizontal line.

Raquel Pastrélio Hirata

Supervisão Científica

ANEXO C

Publicações complementares - Artigo publicado na Revista Terapia Manual

Ter Man. 2010; 8(40):478-482

A INFLUÊNCIA DA PULSEIRA ESTABILIZADORA EM UMA CRIANÇA COM PARALISIA CEREBRAL COREOATETÓIDE

The Influence Of The Use Of Stabilizer Bracelet In A Child With Choreoathetoid
Cerebral Palsy

**Paulo Roberto Garcia Lucareli (1); Daniele Oliveira(2); Mario Oliveira Lima(3);
Fernanda Pupio Lim(3); Mariana Cunha Artilheiro(4); Lígia Maria Presumido
Braccialli (5); Cláudia Santos Oliveira (1); João Carlos Ferrari Corrêa (1).**

1. Rehabilitation Sciences Master and Doctoral Degree Program, *Nove de Julho University - UNINOVE, São Paulo, SP, Brazil.*
2. Rede de Reabilitação Lucy Montoro – São Paulo – Brazil.
3. Universidade do Vale do Paraíba - São José dos Campos – Brazil.
4. Master's Degree Student, *Nove de Julho University - UNINOVE, São Paulo, SP, Brazil.*
5. Universidade Estadual Paulista, Marília, Brazil

Endereço para correspondência: Prof. Dr. Paulo Roberto Garcia Lucareli. Av. Francisco Matarazzo, 612, Água Branca – CEP 05001-100. São Paulo, SP. Tel.: 11 3665-9325. Email: paulolucareli@uninove.br

Abstract

Introduction: The use of stabilizer bracelet is a frequent treatment for movement disorders to strengthen muscles and adjust coordination. Still questions remain regarding the benefit of using loads to decrease involuntary movements and the best load and placement. **Objective:** To measure the influence of the stabilizer bracelet on the kinematics and spatiotemporal parameters in planar movements performed by the upper limb. **Method:** One child, who has the spastic diplegic type of cerebral palsy with choreoathetoid component, and a control child without cerebral palsy, both female and 7 years old, were subjected to analysis of movements in relation to displacement, velocity, linear acceleration, and the calculation of mean square error (MSE) with and without use of stabilizer bracelet with loads of 25, 50, and 75% of the supported maximum load. **Results:** After comparing data between subjects, a difference was found between patient and control in all situations and variables. An inter-individual comparison using 25% of the maximum load showed the smallest difference with the NDE. **Discussion and Conclusion:** This therapeutic option is low cost, easy to apply, and does not significantly interfere in the aesthetic of the individual. Therefore, physiotherapists may prescribe this for activities that require greater control of the upper limb because for the case studied the upper limb movement was more efficient with the use of the stabilizer bracelet.

Keyword: Cerebral Palsy, Kinematics, Biomechanics, Exercise Movement Techniques, Rehabilitation

INTRODUCTION

For years, Cerebral Palsy (CP) has been studied by various disciplines in search of its etiology and classification^{1,2,3,4}. Knowledge of genetics and technological advancements have made it possible to diagnose, monitor developments, and promote improved quality of life of these patients whose disorders of posture and movement restrictions are caused by non-progressive changes that occurred in the fetal or infant brain. Moreover, the motor disorders of

CP are often accompanied by sensory changes in cognition, communication, perception, behavior, or convulsive crises⁴.

Often, individuals with physical disabilities have involuntary movements associated with sequelae. These undesirable movements occur without intention or planning. Muscle tone spasticity is the most common, followed by changes in the lateral system activator, with a strong reaction with the blood group incompatibility, the Rh factor, and hyperbilirubinaemia⁵. To minimize the difficulties of children with CP and improve their performance in activities of daily living (ADL's), physical therapists commonly use a stabilizer bracelet on the forearm to decrease involuntary movements. In this context, the use of weight can help improve treatment by stimulating the child's potential⁶.

The stabilizer bracelet is frequently used to treat this type of movement disorder, with the purpose of muscle strengthening and movement coordination adjustment⁶. However, questions still remain as to the benefit of using load to decrease involuntary movements, what load is most appropriate, and whether should be placed on the proximal or distal region of the member.

OBJECTIVE

Measure the stabilizing influence of the bracelet on the kinematics and spatiotemporal parameters in planar movements made by a child, who has the spastic diplegic type of CP with Choreoathetoid component, and compare it with a control subject.

CAUSUISTIC AND METHODS

Subjects

The two volunteers were both seven years old and female. One had been diagnosed with spastic diplegic type of CP with Choreoathetoid component and the other had no neurological deficits. The inclusion criteria stipulated that they should both be able to voluntarily move the upper limb during the performance of the task; understand verbal commands, and have no visual impairment.

The exclusion criteria of this study were deformities in the joints of the upper limbs rheumatic diseases, associated orthopedic and neurological disorders, or has undergone surgical procedures on the upper limbs.

The study was conducted at the Laboratory for the Study of Movement, Physiotherapy Clinic and approved by the Ethics Committee under n° 299/07.

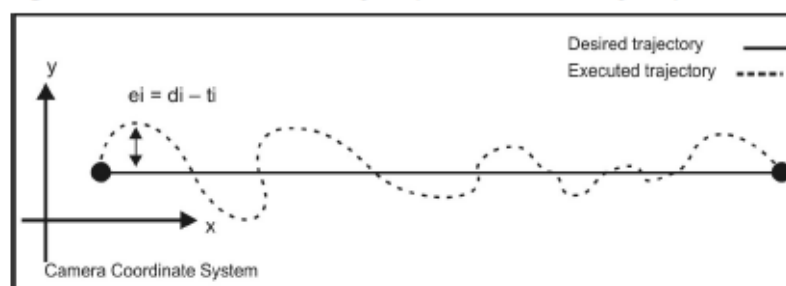
KINEMATICS ANALYSIS

Kinematic analysis involved the measurement of the movements in relation to displacement, velocity, and linear acceleration. This analysis was accomplished through studying film and computer analysis of motion in two dimensions, consistent image capture, formatting of the frames, and graphical interface. To capture images of the upper limb movement, a system of reflective tags were placed on predetermined anatomical points on the surface of the skin. These marks become the anatomical points that could be easily identified in the scanned images.

Before starting the movement, participants were instructed to put their hand on the starting point (P1) and then perform a linear movement to the end point (P2). Points P1 and P2 were identified on a drawing format “square” made with reflective tape. Points were placed at a distance of 35 cm.

For marking the body segments, a reflective tape was attached on second, third, and fourth fingers of the child for accurate measurement of the motion’s parameters (Figure 1).

Figure 1. Schematic of the desired trajectory and the executed trajectory.



After preparation of the segment, the task of movement was performed five times, first without using the bracelet and then using the bracelet with different loads.

The loads used in the bracelet were made by calculating the maximum resistance (MR) prescribed by McArdle, Katch and Katch⁷. A load was employed in which the volunteers were able to perform the movement in total amplitude for five repetitions, after this, the weight was gradually increase until the maximum weight resistance was reached. To avoid muscle fatigue of the volunteers, a calculation of the MR and oriented movements were performed in three progressive series of 25%, 50%, and 75% load of maximum resistance.

PROCEDURES FOR DATA ANALYSIS

The images were imported and analyzed by the MaxTRAQ[®] program, version 1.91, 2D. The data were further processed by Maxmat[®] 3.5 demo version that generated the results and graphs and exported the data for the extended ASCII files. The generated files were then analyzed statistically using the GraphPad Prism[®].

Quantitative analysis of data was obtained in the records of the kinematic moments of assessment: without the use of weights and using weight about 25%, 50%, and 75% of maximum load. All movements were performed under gravity. For kinematic analysis, a third-order polynomial to represent the trajectories and velocities during the experiment was estimated.

To know the velocities as well as the initial and final accelerations are zero, we can determine the constants a_0 , a_1 , a_2 and a_3 of the following polynomial.

$$X(t) = a_0 + a_1t + a_2t^2 + a_3t^3$$

Initial conditions in $t = t_i$ e $t = t_f$:

$$dx(t)/dt = 0$$

$$d^2x(t)/dt^2 = 0$$

The calculation of the average trajectory of each volunteer was a series of five trajectories.

To evaluate the effects of proposed charges and additional loads (masses) we decided to use the calculation of Mean Square Error (MSE).

Defining the instantaneous error as:

$$e_i = x_i - \hat{x}_i$$

Where:

\hat{x}_i desired trajectory

x_i : trajectory performed

Mean square error (MSE):

$$E = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} e_i^2$$

We decided to use the MSE as an index of quantitative assessment for motor control in linear and angular movements. However, this study did not aim to evaluate the angular movements.

In addition, MSE was also chosen to calculate the mean and standard deviation of the displacements, velocities, and accelerations of the five attempts in the no-load, 25%, 50%, and 75% conditions, making comparisons between the control subject and the clinical case.

RESULTS

The results are represented in the graphs and table below. Table 1 contains mean and standard deviation of five times data task comparing the kinematic analysis and spatiotemporal parameters between control and clinical situations with no load, 25%, 50%, and 75% load.

Table 1. Comparison of the kinematics analysis and spatiotemporal parameters between control and clinical case in situations without charge, 25%, 50%, and 75% load.

Parameters	Control				Clinical Case			
	No Load	25%	50%	75%	No Load	25%	50%	75%
Displacement (cm)	33.4 ± 3.1	34,4 ± 2.9	30.4 ± 2.7	30.9± 6.1	31.4 ± 5,1	28.6 ± 2.7	37.4 ± 3.1	28.6 ± 2.7
Speed (cm/s)	3.12 ± 0.2	2.9 ± 0.3	2.2 ± 0.2	2.1± 0.5	0.62 ± 3.1	1.8 ± 0.4	3.1 ± 0.3	1.8 ± 0.4
Acceleration (cm/s ²)	3.47 ± 0.3	2.7 ± 0.4	1.9 ± 0.3	18.8± 0.65	2.77 ± 3.7	12.9 ± 0.5	1.5 ± 0.6	12.9 ± 0.5
Mean Square Error	0.047	0.067	0.082	0.072	0.127	0.042	0.054	0.072

The relative position of the hand of the clinical case and control during the task without load, 25%, 50%, and 75% load, respectively, are on the figures 2, 3, 4, and 5.

Figure 2. Relative position of the hand of the clinical case and control during the task without changes.

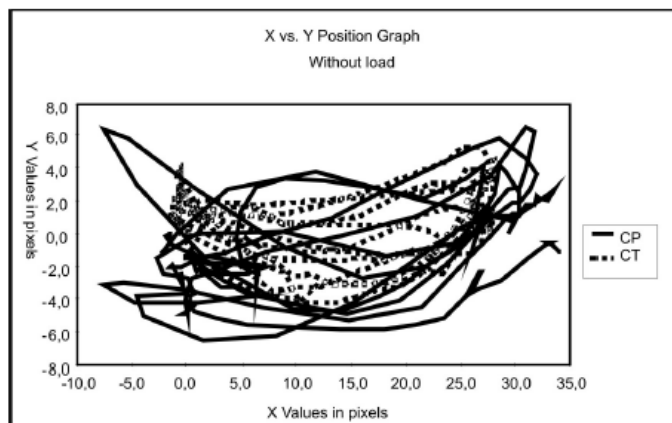
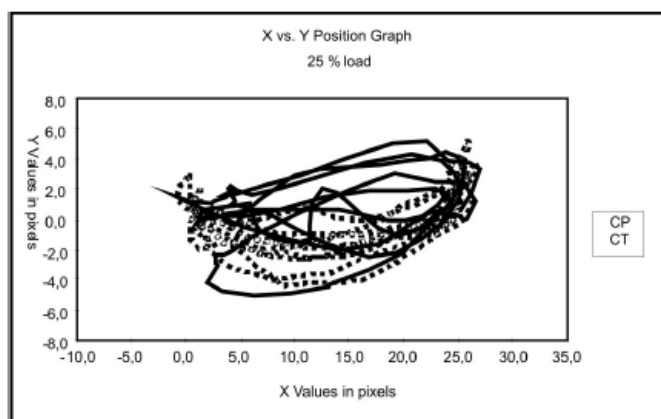
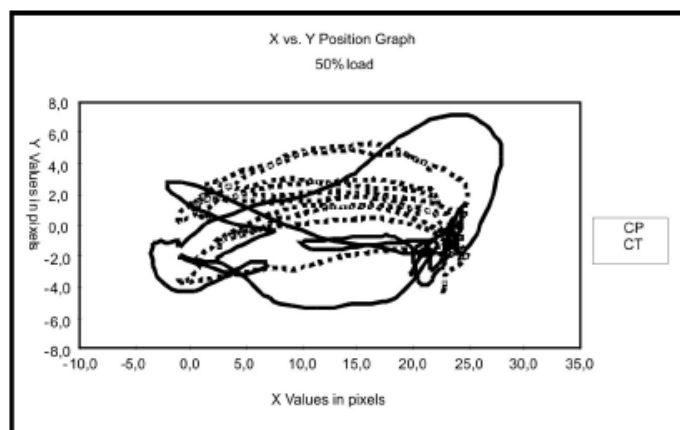


Figure 3. Relative position of the hand of the clinical case and control during the task with 25% load.



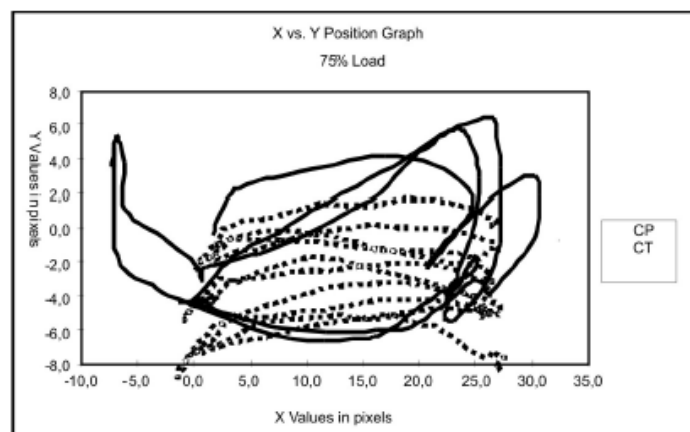
CP: Cerebral Palsy; CT: Control

Figure 4. Relative position of the hand of the clinical case and control during the task with 50% load.



CP: Cerebral Palsy; CT: Control

Figure 5. Relative position of the hand of the clinical case and control during the task with 75% load.



CP: Cerebral Palsy; CT: Control

DISCUSSION

Strategies of rehabilitation in physical therapy can no longer be used without strong and solid scientific support^{8,9,10}. In an attempt to begin research on the effect of the using wrist stabilization in patients with cerebral palsy and involuntary movements, the planar motion and return of items posted for a distance of 35 cm, with and without the use of the stabilizer bracelet and with different loads for kinematic analysis of movements, was study.

In daily practice, many therapists use this resource; however, there has been no study to date published in journals indexed in electronic databases with results that quantify this effect in the rehabilitation process.

The initial hypothesis was that use of the bracelet with applied load on the distal forearm could reduce the involuntary movements presented by patients and thereby improve motor control during the task requested.

In order to compare not only power but also understand how load application influences the functional movement, a normal volunteer was used as control in the experiment. Thus, we could study the volunteer with CP individually and comparatively. According to Lucareli et al⁶ (2009) and the use of weights makes hand-mouth coordination easier. Therefore, in an attempt to reduce involuntary movements, bracelets with varying loads could be used to improve ADL's.

Mackey et al. in a study with patients with CP, using the stabilizer bracelet to reduce the range of motion caused by tone fluctuation, observed that the movement became faster and more efficient while typing.

In our study, we observed a reduction of both the velocity in all situations evaluated, corroborating Lucareli et al⁶, which reports that the rate of movement is related to the weight applied.

Muscle fibers shorten at a specific speed or quickness while developing the force used to move a segment or external load. The muscles create an active force that is equal to the load. The active force is adjusted by increasing the speed of contraction. With high loads, the muscle adjusts the active power by reducing the speed of shortening, which produces a relationship between the speed of contraction and the load moved. The higher the load, the lower the speed of contraction and the reverse also applies. Shumway-Cook and Woollacott¹¹ reported that the ability of the scope involves the movement of the upper limb in space, promotes postural stability, which is extremely important for the gross motor skills like crawling, walking, regaining balance and protecting the body from damage in cases inevitable fall, and fine motor skills, used for activities of dressing, feeding, personal hygiene, and writing. Our study showed that the use of the stabilizer bracelet can facilitate the movement range of patients with CP and this may influence their daily activities, leaving it more harmonics.

Forsström and Von Hofsten¹² studied children with CP, ataxic and athetoid types, and observed movement that consumed more time in the transport of objects when compared with children without the disability. However children with disabilities

could extend toward the object and pick it up, even when the target was moving quickly, which suggests that when planning to reach out, the children are able to offset the deficits that result in slow times of movement.

The movement can be directed with sufficient time to the target, so they can maintain the accuracy for the range, even with their movement disorder. According to Konczack et al¹³, Konczack & Dichgans¹⁴ patients with a variety of neural diseases, the movements of outreaching out are characterized by multiple joint coordination, and that this leads to abnormal trajectories of motion.

Our study confirms that the child with CP who performs movements of reaching out showed an abnormal trajectory compared with the control child, but improved her motor with the load application. In this study, the use of even 25% of the maximum load was more efficient from the standpoint of the task applied to the patient when compared to the control case.

The process of motor programming is achieved by supra segmental centers resulting in a descending motor command that is known as central command. In the performance of a movement, that signal is sent to the lower neural centers (brainstem and spinal cord) and back to the centers as a supra segmental shooting corollary to assist in the interpretation of afferent information that arrives. This shot, which projects to the primary somatosensorial cortex, provides the basis for the sense of effort.

The sense of effort is a sensation that indicates the effort required to generate specific muscle strength, in our case the linear displacement. This information is independent of the mechanisms that impair the ability of muscle to exert force. In other words, we can say only that one learns when one increases the command down before one has the perception of the task¹⁵. Thus, we can infer that in the case studied the use of the load made the subject increase the neural firing and only then realized performance.

The linear movements analyzed in this study refer to a major functional movements developed with the upper limbs. Kinematic analysis revealed that the subject performed movements better when compared to the proposed independent control of the load used.

More importantly, the use of 25% of the maximum load, which was closest to the normal movement of the control subject without load, is, therefore, the best treatment option for this patient.

In therapeutic situations, simply changing the motion and the apparent improvement in the movement pattern shown by the patient would be sufficient for the use of any of the loads. Now this is known it is desirable and possible to determine the best treatment option.

This result may not be reproducible and applicable in other patients, nor has the effect of prolonged use of the bracelet in the therapeutic process been tested. After training, will the removal of the load frame harm the patient's movement? Or is it possible to make the patient able to adapt and improve motor control of upper limb, thus bringing a lasting benefit? Is it necessary to increase the load for a certain training period? At this time we can say that the appeal of this method is its low cost, easy of application and insignificant interference in the aesthetic look of the individual. Thus, it may be prescribed by physiotherapists for activities that require greater control of movement of the upper limb. Because for the case studied, movement of the upper limb was more efficient with the use of the stabilizer bracelet.

REFERENCES

1. Baxter P, Cerebral palsy: synergism, pathways, and prevention. *Dev Med Child Neurol* 2006; 48: 3.
2. Morris C, The Definition and Classification of Cerebral Palsy. *Dev Med Child Neurol* 2007; 49: 3-7.
3. Robaina-Castellanos GR, Riesgo-Rodriguez S, Robaina-Castellanos MS. Definition and classification of cerebral palsy: a problem that has already been solved? *Rev Neurol* 2007; 45: 110-7.
4. O'Shea M, Cerebral palsy. *Semin Perinatol* 2008; 32: 35-41.
5. Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M, Damiano D, et al. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl* 2007; 109:8-14. Erratum in: *Dev Med Child Neurol Suppl* 2007; 49: 480.

6. Lucareli, PRG *et al.* Bracelet weight effect during upper limb movement in choreoathetosis cerebral palsy children. In: 18th Annual Meeting of the European Society of Movement Analysis in Adults and Children. 2009; London.
7. McArdle, W.D., Katch, F.I. and Katch, V.L. (2006) Exercise Physiology: Energy, Nutrition and Human Performance. (6th edition) Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia.
8. Lima MO, Lima FPS, Freitas STT, Ribeiro SR, Torotoza C, Lucareli JGA, et al. Effect of neuromuscular electrical stimulation (NMES) and isotonic exercises in flexor and extensor muscles of knee of hemiplegic patients. *Rev Neurol* 2008; 46: 135-138.
9. Lucareli RPG, Lima MO, Lima FPS, Garbelotti SA, Gimenes RO, Almeida JG, et al. Análisis de la marcha y evaluación de la calidad de vida después del entrenamiento de la marcha en pacientes con lesión medular. *Rev Neurol* 2008; 46: 406-10.
10. Lucareli PR, Lima MO, Lucareli JGA, Lima, FPS. Changes in joint kinematic in children with cerebral palsy while walking with and without a floor reaction ankle-foot. *Clinics* 2007;62(1):63-8.
11. Shumway-Cook, A.; Woollacott, M.H. Motor Control: Translating research into clinical practice. 3th edition. Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
12. Forsstrom A, Von Hofsten C. Visually directed reaching in children with motor impairments. *Dev Med Child Neuro* 1982; 24: 653-661.
13. Konczack J, Borutta M, Topka H, Dichgans J. The development of goal-directed reaching in infants: hand trajectory formation and joint torque control. *Exp. Brain Res.* 1995; 106: 156-168.
14. Konczack J, Dichgans J. The development toward stereotypic arm kinematics during reaching in the first 3 years of life. *Exp Brain Res.* 1997; 117: 346-354.
15. Enoka RM. *Neuromechanical Basis of Kinesiology.* New York: Human Kinetics, 2000.

ANEXO D

Publicações complementares - Comprovante de submissão de artigo para a Revista Brasileira de Fisioterapia

[RBFIS] Agradecimento pela Submissão - "RBFIS-1191 - SMOOTHNESS VARIABLES OF UPPER LIMB MOVEMENT IN CHILDREN WITH DYSTONIC CEREBRAL PALSY"

Leonor A. S. Aizza [suporte.aplicacao@scielo.org]

Enviado: quinta-feira, 6 de outubro de 2011 16:50

Para: Paulo Roberto Garcia Lucareli

Sr. Paulo Roberto Lucareli,

Agradecemos a submissão do seu manuscrito "SMOOTHNESS VARIABLES OF UPPER LIMB MOVEMENT IN CHILDREN WITH DYSTONIC CEREBRAL PALSY" para Revista Brasileira de Fisioterapia/Brazilian Journal of Physical Therapy.

Informamos que se o manuscrito for aceito para publicação, a RBF enviará, ao autor de correspondência ou pessoa por ele indicada, solicitação do pagamento de uma taxa de processamento/publicação.

Através da interface de administração do sistema, utilizado para a submissão, será possível acompanhar o progresso do documento dentro do processo editorial, bastando logar no sistema localizado em:

URL do Manuscrito:

<http://submission.scielo.br/index.php/rbfis/author/submission/71343>

Login: prlucareli

Em caso de dúvidas, envie suas questões para este email. Agradecemos mais uma vez considerar nossa revista como meio de transmitir ao público seu trabalho.

Revista Brasileira de Fisioterapia/
Brazilian Journal of Physical Therapy
<http://submission.scielo.br/index.php/rbfis>

ANEXO E

Publicações complementares - Artigo submetido à Revista Brasileira de Fisioterapia

SMOOTHNESS VARIABLES OF UPPER LIMB MOVEMENT IN CHILDREN WITH DYSTONIC CEREBRAL PALSY

Variáveis de suavidade do movimento de membros superiores em crianças com paralisia cerebral do tipo distônica

Mariana Cunha Artilheiro^[1], Izabela Comin^[2], Mario Oliveira Lima^[3], Claudia Oliveira Santos^[4], João Carlos Ferrari Corrêa^[4], Paulo Roberto Garcia Lucareli^[4,5]

^[1] Fisioterapeuta, Mestranda em Ciências da Reabilitação Universidade Nove de Julho, São Paulo, SP – Brasil.

^[2] Fisioterapeuta

^[3] Fisioterapeuta, Doutor, Docente do Curso de Fisioterapia e do Programa de Pós Graduação em Biomedicina da Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP – Brasil

^[4] Fisioterapeuta, Doutor, Docente do Curso de Fisioterapia e do Programa de Pós Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Nove de Julho, São Paulo, SP – Brasil

^[5] Fisioterapeuta Senior, Laboratório de Estudos do Movimento Einstein - Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo, SP – Brasil

Paulo Roberto Garcia Lucareli. Av. Francisco Matarazzo, 612, Água Branca – CEP 05001-100. São Paulo, SP. Tel.: 11 92165360 / 3665-9325.

E-mail: paulolucareli@uninove.br

Smoothness Variables of Upper Limb Dystonic Movement

Variáveis de suavidade do Movimento Distônico do Membro Superior

Key words: cerebral palsy, kinematics, upper extremity and physiotherapy.

Palavras-chave: *Paralisia Cerebral, cinemática, membros superiores e fisioterapia.*

Abstract

Background: Load bracelets are used in physiotherapeutic practice to assist to the execution of coordinated movements. However, there is no evidence of their effectiveness. **Objectives:** To evaluate smoothness variables during upper limb movement in children with dystonic cerebral palsy (DCP) under the influence of established load bracelets. **Methods:** Four subjects with DCP ($10 \pm 3,56$ years, three female and one male) and four healthy children ($8,5 \pm 4,36$ years; gender: male) were asked to perform a task in which they moved their dominant arm in a lateral line from a dominant side point to a non-dominant side point and back again. Each trajectory was completed three times with and without loads of 25%, 50% and 75% of the calculated maximum resistance. The kinematic data were collected by eight infra red cameras and processed using specific biomechanical software. Eighteen retro-reflective markers were attached over pre-determined bony landmarks of the head, trunk and upper extremities. Data analysis was performed by calculating the delta variation for each evaluated variable to verify which loads exhibited the fewest parameter variations. **Results:** Relative to controls, in the DCP patients, the variables Time to Achieve the Highest Velocity and Number of Unit Movements showed the least variation when the task was performed with the 25% load, whereas the variables Time of Movement and Displacement showed the variation with loads of 50%. **Conclusions:** smoothness parameters should be improved using 25% and 50% of maximal load during upper limb movement in DCP.

Resumo

Contextualização: Pulseiras de peso são usadas na prática de fisioterapia para auxiliar na execução de movimentos coordenados. NO entanto, não há evidências de sua efetividade. **Objetivo:** Avaliar as variáveis de suavidade durante o movimento do membro superior em crianças com paralisia cerebral to tipo distônica (DCP), sob a influência de pulseiras de peso. **Métodos:** Quatro pacientes com DCP ($10\pm 3,56$ anos, três do gênero feminino e um do gênero masculino) e quatro crianças saudáveis - controle ($8,5\pm 4,36$ anos, do gênero masculino) foram instruídos a executar a tarefa de mover o membro superior dominante em uma linha lateral, partindo de um ponto do lado dominante até o lado não dominante. Cada trajetória foi realizada três vezes, com e sem carga de 25%, 50% e 75% da resistência máxima. Os dados cinemáticos foram capturados por 8 câmeras infra vermelho e processadas utilizando software biomecânico. Dezoito marcadores retro-reflexivos foram fixados em proeminências ósseas pré-determinadas dos segmentos cabeça, tronco e membros superiores. A análise dos dados foi realizada por meio da variação do delta para cada variável para verificar quais apresentaram menor variação dos parâmetros. **Resultados:** as variáveis tempo para alcançar a máxima velocidade e número de unidades de movimento apresentaram as menores variações com a utilização da carga de 25%, enquanto as variáveis tempo de movimento e deslocamento indicaram as menores variações com a carga de 50% em relação às crianças controle. **Conclusão:** os parâmetros de suavidade podem ser melhorados com uso das cargas de 25% e 50%.

Background

The current incidence of cerebral palsy (CP) is estimated to range from two to two and a half for each one thousand live births in developed countries, and this incidence is even higher in developing countries, due to the presence of more conditions that increase its occurrence.¹ CP can be caused by several disturbances in the development of the central nervous system (CNS) that occur during the pre-, peri- or postnatal period. Common examples of such disturbances include hyperbilirubinemia, severe anoxia that results from labor complications, congenital malformations and premature labor.²⁻³

CP can be classified according to the area(s) in the CNS that are affected, taking into account the type of motor disorder that is present in the individual. Chorea and athetosis generate mixed involuntary hyperkinetic movement disorders and tonus alterations, which implicate extrapyramidal system lesions in such structures as the basal ganglia. The symptoms that are presented by individuals who have lesions in these structures are highly complex and difficult to evaluate and treat.⁴

These difficulties have motivated specialists to a considerable amount of time in research that is focused on upper limb rehabilitation⁵, as upper limb function is essential for everyday activities, and impaired function can affect the quality of life for these individuals.⁶

In physiotherapy practice, the use of established load bracelets that are placed on the upper limbs during therapeutic activities is common. These load bracelets are used to monitor the execution of coordinated movements, the promotion of eating and the reaching of targets.⁷⁻⁸

To provide the highest accuracy, the analysis of upper limb movements through a three-dimensional trajectory can serve as an important tool in clinical decision-making; this type of analysis allows for the measurement of movement parameters in patients with upper limb movement disturbances.⁹

Therefore, the objective of this study was to evaluate the influence of established load bracelets on smoothness variables during upper limb movement in children with dystonic cerebral palsy (DCP).

This study investigated the use of these bracelets in determining the load that is most appropriate for decreasing involuntary movements. In addition, we investigated which kinematic parameters decreasing involuntary motion.

Methods

Subjects

The participants included eight children in two groups: one group consisted of four children with dystonic cerebral palsy (DCPG), and the other group consisted of healthy control children (CG).

DCPG: The DCP group was selected by consecutive sampling and was composed of four children ($10 \pm 3,56$ years, three female and one male) with a diagnosis of cerebral palsy, dystonic involuntary movements of the upper limbs, the capability of moving the upper limbs voluntarily during the requested task, the ability to understand verbal commands, preserved cognitive function, and normal visual acuity. These children had no current deformities in their upper limb joints, no rheumatic disease, no orthopedic or neurological disease, and no history of upper-limb surgery.

Four children with DCPG which were in physiotherapeutic rehabilitation at the from January to July 2008 were selected for the composition of the group DCPG.

CG: The control group was composed of four children ($8,5 \pm 4,36$ years; gender: male) who had no current deformities in their upper limb joints, no rheumatic disease, no orthopedic or neurological disease, and no history of upper limb surgery.

The selection of volunteers was done through personal invitation to children and their families from a condo in Sao Paulo - SP.

Procedures

This prospective, case-controlled study was approved by the local ethics committee (number 104/08). After providing written informed consent, the volunteers

underwent the following procedures for data collection in the Movement Analysis Laboratory.

Kinematic measurement

Using a modified Upper Extremity Kinematic Model⁸, eighteen light-reflective markers were affixed to the subject's skin at pre-defined anatomical points to divide the upper limbs into segments: head, trunk, arm, forearm and hand. Three-dimensional data was collected using Motion Analysis cameras (Motion Analysis – Santa Rosa, CA, USA).

For the data collection process, four kinematic parameters were used to evaluate the influence of established load bracelets between the groups (Table 1) during a specific task in children with DCP with and without the use of load bracelets.

For processing and three-dimensional reconstruction, EVaRT 5.0.3 software was used. Subsequently, the data were analyzed with Microsoft Excel 2002.

Positioning of the subjects

During data collection, each subject was in the seated position with both feet flat on the floor, the knees flexed to 90° and hips flexed to 90° in a neutral position with respect to hip abduction, adduction and internal and external rotation.

Because the stability of the trunk can influence the velocity, trajectory and acuity of upper limb movements, the trunk was stabilized with a Velcro bandage.

Task

The subjects were asked to perform a task in which they moved their dominant upper limb in a line from the right to left target and back again (P1-P2-P1) without dragging their arm on the table surface and touching only the specified targets. Each trajectory was completed three times both with and without each load.

The distance between the targets was 35 cm, and each target was identified with a cardboard square (Figure 1).

The subjects were instructed to follow the movements with their eyes with the assumption that adjustments to the trajectories could be performed using visual feedback.

The loads that were used were specific to each subject and were defined using maximum resistance calculations (MRCs).⁹

To minimize muscle fatigue, after the MRCs, the oriented movements were performed in series with 0%, 25%, 50% and 75% of the maximum load and with the load bracelet fixed to the distal forearm. The upper limb was not supported by the table.

Data analysis

The variables were studied individually. The analysis of each variable was performed using the average of the three repetitions that were made by each subject in the DCPG and CG groups.

Data analysis was performed by calculating the delta variation by which each variable was evaluated to verify which load(s) exhibited the least parameter variation.

The mathematical equation that was used for each variable in each load condition was

$$\text{Delta variation} = \frac{\text{DCP value} - \text{GC value}}{\text{CG value}} \times 100$$

Results

The results for each smoothness parameter of movement for the CG and DCPG groups, both with and without loads, are presented in Table 2.

The lowest variation that was found within each parameter was interpreted as the best performance and the smoothest movement during the pointing task.

We observed a trend towards more smoothness of the movements when 25% or 50% of the load was used, and this trend was reflected by reduced parameter variation.

The NUM (65.2) exhibited less variation when the task was performed with a 50% load, whereas THV (1.3%), TM (27.3 s) and D (21.7 cm) each showed less variation with a 50% load in the DCPG group relative to the controls.

Discussion

Dysfunctional upper limb movement can affect the execution of everyday tasks, such as reaching, prehension and manipulation.¹⁰

Quantifying upper limb disorders is technically complex because of the multi-joint structure of the limbs and a lack of standardized tasks, which together make it difficult to establish a universal standard for motion analysis of the upper limbs.¹¹⁻¹² However, this measurement system is fundamentally important for assessing the various impaired components of movement.

This study investigated the variation in smoothness parameters that are involved in an upper limb task with the effect of a load in children with DCP. We also aimed to verify the use of load bracelets fixed to the distal forearm with the goal of improving motor performance during the task.

In a previous case study, we verified that movement can be performed better with a load compared to movement that is executed without a load. In addition, the use of 25% of the maximum load appeared to be the best treatment option.¹³

Patten et al.¹⁴ reported that the use of motor loads increased motor activation and resulted in improved control and coordination of movement. Audi¹⁵ indicated that adding a bracelet weight resulted in more directed movement, a lower trajectory and less movement, though exhibiting greater precision. The sensory information that was derived from the bracelet contributed to more coordinated movement¹⁶, which may have influenced both movement trajectory and the smoothness parameters that were evaluated.

Kinematic variables for quantifying reach movements should include velocity, force generation¹⁷⁻¹⁸, strategies¹⁹, and movement harmony²⁰⁻²¹. In addition to investigating these kinematic variables, the present study measured displacement,

the time of movement, the time to achieve the highest velocity and the number of unit movements. Some of these parameters were also investigated in other studies.¹⁶

Smoothness variables are particularly important in the kinematic analysis of upper limb motion and should be used to assess the treatment and progression of motor disorders as noted by Chang et al.²¹. In particular, displacement, TM, THV and NUM are valuable parameters for characterizing and differentiating motion details between control and CP groups. CP children produce slower, less accurate reach-and-point movements that are characterized by more curved spatial trajectories²² and a consequent increase in displacement, which allow for a comparison and improved understanding in relation to the findings of this study.

Reaching and grasping movements are significantly slower in CP children than in healthy adults. When compared to healthy children, CP children are slower.²³ Rönqvist and Rösblad²⁴ noted that the longer duration was due primarily to less effectiveness of the trajectory.

A recent study evaluated the smoothness parameters that are involved in a reach-to-grasp cycle and verified that children with dyskinetic CP exhibit increased movement duration²⁵. Previous research has shown that the time that to complete certain tasks was significantly longer for children with spastic CP and the subjects took longer than healthy children to perform reaching tasks.²⁶ Spasticity can be present in DCP and can increase the time that is spent in moving the upper limbs in a simple movement, or even a functional movement.

The parameter THV is related to motion strategy, and the loads used seem to affect even healthy subjects by causing an increase in the time to achieve a higher velocity than without a load. Furthermore, the percent time to achieve peak velocity is inconsistent among patients with CP, varying from 9% to 94% across the four phases.²⁵

The kinematic parameter that exhibited the greatest variation between the CP and control groups was NUM. An evaluation of kinematic variables, including movement precision, velocity and smoothness during a pointing task and hand-to-mouth movements, in fourteen ataxic patients and twenty seven healthy subjects found that increased NUM led to an increase in velocity changes and consequently to a decrease in movement smoothness.²⁷

When the task was performed without a load, the parameter NUM in the CP group was nearly two times greater than in the control group. When load bracelets were used during the task, these values changed significantly for the CP group. This finding suggests that NUM may be a valuable parameter that should be used to assess progress in treating DCP with regard to the presence of involuntary movements.

The analysis of upper limb functions using a three-dimensional graphic trajectory should be included as an important tool in clinical decision making, as this method, allows the measurement of motion parameters in upper limb disorder patients.²⁸

The use of load bracelets in patient rehabilitation should be recommended, although the results showed a tendency toward benefits in tasks with 25% and 50% of the maximum load.

Our analysis of the smoothness parameters suggests the beneficial implementation of two conditions during the training of upper limb performance in physical therapy. Increased motor activation improves control and movement coordination¹⁸, and sensory information is essential for fine motor skills.²⁹⁻³⁰

This study was limited to understand the effect of load in four patients with CPD compared to four healthy volunteers during a simple planar movement. The small sample size may not represent CPD patient's population and the use of relatively simple planar motion isn't a "true" functional task movement.

Activities of daily living such as drinking, eating, and reaching should be analyzed in future studies in order to better understand the effect of this therapeutic tool in this population.

Conclusions

Load bracelets can be beneficial for pointing movements, due to the decreased variability of smoothness parameters, which can be considered to be sensitive for detecting movement dysfunctions in children with DCP.

In this particular cases, 25% reduce the NUM and 50% of the maximum load decreased TM, THV e D variables.

We suggest more research and the implementation of linear parameters as tools for the clinical evaluation of these patients.

References

1. Rosebaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M, Damiano D et al. A report: the definition and classification of cerebral palsy April 006. *Dev Med Child Neurol Suppl*, 2007; 109:8-14.
2. Redihough DS, Collins KJ. The epidemiology and causes of causes of cerebral palsy. *Aust J Physiother*. 2003; 49: 7-12.
3. Bialik GM, Givon U. Cerebral palsy: classification and etiology. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2009; 43: 77-80.
4. Gage JR, Koop SE, Schwartz MH, Novacheck TF. The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy, Series: Clinics in Developmental Medicine, n. 180-181 Mac Keith Press, 2009. 644p.
5. Boyd RN; Morris ME; Graham HK. Management of upper limb dysfunction in children with cerebral palsy: a systematic review. *European Journal of Neurology*, 2001;8: 150-166.
6. Shumway-Cook A.; Woollacott MH. *Controle motor: teoria e aplicações práticas*. 2. ed. Manole: São Paulo, 2003.
7. Lucareli, PRG *et al*. Bracelet weight effect during upper limb movement in choreoathetosis cerebral palsy children. In: 18th Annual Meeting of the European Society of Movement Analysis in Adults and Children. 2009; London.
8. Aguinaldo AL, Buttermore J, Chambers H. Effects of Upper Trunk Rotation on Shoulder Joint Torque Among Baseball Pitchers of Various Levels. *J Appl Biomech*, 2007; 23(1):42- 51.
9. McArdle WD, Katch FI, Katch VL. *Exercise Physiology: Energy, Nutrition and Human Performance*. (6th edition) Lippincott Williams and Wilkins: Philadelphia, 2006.
10. Mackey AH *et al*. Reliability of upper and lower limb three-dimensional kinematics in children with hemiplegia. *Gati Posture*. 2005; 22: 1-9.

11. Kreule M *et al.* Movement patterns of the upper extremity and trunk associated with impaired forearm rotation in patients with hemiplegic cerebral palsy compared to healthy controls. *Gait Posture*. 2007; 25: 485-492.
12. Van Andel CJ *et al.* complete 3d kinematics of upper extremity functional task. *gait posture*. 2008; 27(1): 120-7.
13. Lucareli PRG, Oliveira DM, [Lima FPS](#), Artilheiro MC, [Braccialli LMP](#), Oliveira CS, Correa JCF. The influence of the use of stabilizer bracelet in a child with choreoathetoid cerebral palsy. *Terapia Manual*. 2010; 40: 101-104.
14. Patten c *et al.* combined functional task practice and dynamic high intensity resistance training promotes recovery of upper-extremity motor function in post-stroke hemiparesis: a case study. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. 2006; 30:99-115.
15. Audi M. Estudo comparativo do comportamento motor de membro superior em encefalopatas que fazem uso de pulseira estabilizadora. 112f. Dissertação (Mestrado em educação) – Faculdade de Filosofia e Ciências, Universidade Estadual Paulista, Marília, 2006.
16. Van der Meer ALH, Van der Weel FR. Development of perception in action in healthy and at-risk children. *Acta Pediatr Suppl*. 1999; 429: 29-36.
17. Fasoli SE, Trombly CA, Ticle-degnen L, Verfaellie MH. Effect of instructions on functional reach in person with and without cerebrovascular accident. *Am. J. Occup. Ther*, 2002; 56:380-390.
18. Bullock D, Grossberg S. Neural dynamics of planned arm movements: emergent invariants and speed-accuracy properties during trajectory formation. *Physical. Rev*. 1998; 95:49-90.
19. McCrean PH, Eng JJ, Hodgson AJ. Biomechanics of reaching: clinical implications for individual with acquired brain injury. *Disable.Rehabil*. 2002; 24:135-147.
20. Trombly CA, Wu CY. Effect of rehabilitation task on organization of movement after stroke. *Am. J. Occup. Ther*. 1999; 53:333-344.
21. Chang JJ, Wu T, Wu WL, Su FC. Kinematical measure for spastic reaching in children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 2005; 20:381-388.

22. Volman M, Wijroks A, Vermeer A. Effect of task context on reaching performance in children with spastic hemiparesis. *Clin Rehabil Clin Rehabil*. 2002;16:684–692.
23. Coluccini M *et al*. Kinematic characterization of functional reach to grasp in normal and motor disable children. *Gait Posture*. 2007; 25: 493-501.
24. Rönqvist L, Rösblad B. Kinematic analysis of unimanual reaching and grasping movements in children with hemiplegic cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*. 2007; 22: 165-175.
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):301-6.
26. Mackey AH, Walt SE, Stott NS. Deficits in Upper-Limb Task Performance in Children With Hemiplegic Cerebral Palsy as Defined by 3-Dimensional Kinematics. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006; 87(2): 207-15.
27. Menegoni F *et al*. Quantitative evaluation of functional limitation of upper limb movements in subjects affected by ataxia. *Eur J Neurol*; 2009: 16(2):232-9.
28. Shumway-cook A, Woollacott MH. *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*. 3th ed. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins. 2007.
29. Gordon AM, Duff SV. Relation between clinical measures and fine manipulative control in children with hemiplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*. 1999; 41:586-591.
30. Ramos E, Latash MP, Hurvitz EA, Brown SH. Quantification of upper extremity function using kinematic analysis. *Arch.Phys. Med Rehabil*. 1997; 78:491-496.

Tables and Figures

Table 1

Kinematic variables used to evaluate the influence of established load bracelets on smoothness variables during upper limb movement in children with dystonic cerebral palsy (DCP).

Variables	Abbreviation	Unit	Definition
Displacement	D	mm	Differences between initial and final position in first movement (P1-P2)
Time of movement	TM	s	Total time to execute the complete movement (P1-P2-P1)
Time to achieve the highest velocity	THV	%	Percentage of time to achieve the higher velocity
Number of unit movements	NUM	(*)	Number of realized movements (defined as the number of times that the velocity has increased over 20% of the MS)

mm: millimeters, s: seconds, %: percentage, (*): dimensionless. P1: initial position, P2: final position.

Figure 1

Illustrative example of the movement that was required of the children during data collection. In this example, the subject exhibited right-handed dominance (P1: initial position and P2: final position).

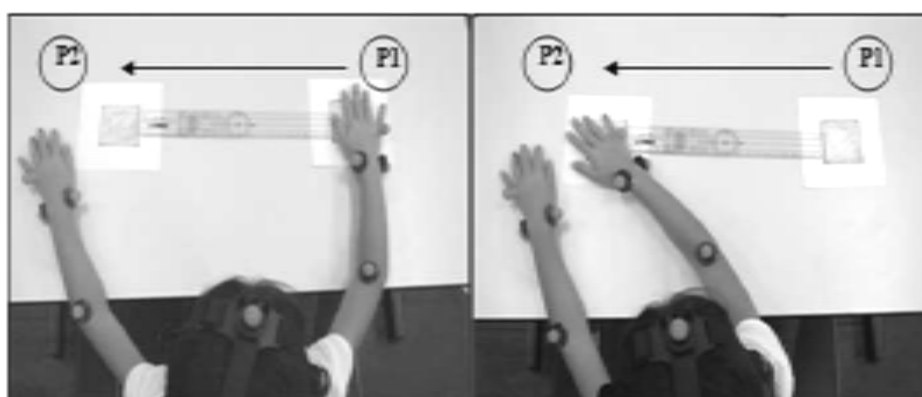


Table 2


Delta variation of the smoothness parameters for the various conditions both without and with 25%, 50% and 75% of the maximum load for each subject.

	<i>Without Load</i>			<i>25% of maximum load</i>			<i>50% of maximum load</i>			<i>75% of maximum load</i>		
	C G	DC P	Delta Variat ion	C G	DC P	Delta Variati on	C G	DC P	Delta Variat ion	C G	DC P	Delta Variat ion
TM (s)	1. 9	2.7	42.1	2.1	2.8	33.3	2.2	2.8	27.3	2.4	3.4	41.7
THV (%)	16	28. 6	78.8	25. 7	22. 5	-12.5	23. 2	23. 5	1.3	23	31. 4	36.5
NUM (*)	2. 7	6.4	137.0	2.3	3.8	65.2	2.1	3.8	81.0	2.2	4.1	86.4
D (cm)	33 .4	48. 7	45.9	34. 2	48. 4	41.5	39. 4	48. 0	21.7	30. 1	48. 1	59.9

CG: Control Group; DCP: Dystonic Cerebral Palsy; (*): dimensionless.

ANEXO F

Comprovante de submissão de artigo com dados parciais à Revista Motriz

ID 18094
Data outubro 19, 2011 - 09:51
Tipo Artigo
Remetente Paulo Roberto Garcia Lucareli 
De "Afonso Antonio Machado" <afonsoa@gmail.com>
Para CC "Paulo Roberto Garcia Lucareli" <paulolucareli@uninove.br>
(Cópia Carbono)
BCC afonsoa@gmail.com, motriz@rc.unesp.br

(Cópia Oculta)

Assunto [Motriz] Agradecimento pela Submissão
Corpo Paulo Roberto Garcia Lucareli,

Agradecemos a submissão do seu manuscrito "Restrição funcional dos membros superiores de adultos com paralisia cerebral discinética" para Motriz. Revista de Educação Física. UNESP. Através da interface de administração do sistema, utilizado para a submissão, será possível acompanhar o progresso do documento dentro do processo editorial, bastando logar no sistema localizado em:

URL do Manuscrito:

<http://www.periodicos.rc.biblioteca.unesp.br/index.php/motriz/autor/submission/5096>

Login: plucareli

Em caso de dúvidas, envie suas questões para este email. Agradecemos mais uma vez considerar nossa revista como meio de transmitir ao público seu trabalho.

Afonso Antonio Machado
Motriz. Revista de Educação Física. UNESP
Motriz. Revista de Educação Física. UNESP
motriz@rc.unesp.br
<http://www.periodicos.rc.biblioteca.unesp.br/index.php/motriz>

ANEXO G

Artigo submetido à Revista Motriz

Artigo Original

Restrição funcional dos membros superiores de adultos com paralisia cerebral discinética

Upper limb functional limitation in adults with dyskynetic cerebral palsy

Restrição funcional membros superiores

Mariana Cunha Artilheiro, m.artilheiro@yahoo.com.br

Laboratório Integrado de Estudos do Movimento, Universidade Nove de Julho, São Paulo-SP, Brasil

Wagner de Godoy, wagnerg@einstein.br

Laboratório de Estudos do Movimento, Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo-SP, Brasil

Manuela Galli, manuela.galli@biomed.polimi.it

Departamento de Bioengenharia, Politecnico di Milano, Milão-Itália

Veronica Cimolin, veronica.cimolin@biomed.polimi.it

Departamento de Bioengenharia, Politecnico di Milano, Milão-Itália

João Carlos Ferrari Corrêa, jcorrea@uninove.br

Laboratório Integrado de Estudos do Movimento, Universidade Nove de Julho, São Paulo-SP, Brasil

Paulo Roberto Garcia Lucareli, paulolucareli@uninove.br

Laboratório Integrado de Estudos do Movimento, Universidade Nove de Julho, São Paulo-SP, Brasil

Laboratório de Estudos do Movimento, Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo-SP, Brasil

Autor Responsável

Paulo Roberto Garcia Lucareli

Av. Francisco Matarazzo, 621, 1º andar, Água Branca

05001-000, São Paulo-SP, Brasil
Tel/Fax: (11) 3665-9325. Email paulolucareli@uninove.br

Este estudo foi financiado pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPQ), processo número 478495/2010-2.

Resumo

Introdução: Movimentos que envolvem a tarefa de levar um copo à boca simulam uma tarefa funcional cotidiana, mas desafiadoras o suficiente para revelar déficits motores em indivíduos com distúrbios do movimento. **Objetivos:** investigar os parâmetros cinemáticos temporais, de suavidade e de velocidade envolvidos no movimento de levar uma caneca à boca em adultos com PCD. **Métodos:** Seis adultos saudáveis (25.8 ± 0.4) e sete adultos com PCD (27.8 ± 3.4) foram instruídos a transportar uma caneca, até a boca, simular a tarefa de beber água e retornar o copo à posição inicial. A tarefa foi avaliada por meio de treze variáveis escalares selecionadas para mensurar parâmetros temporais, de suavidade e de velocidade dos movimentos. **Resultados:** O grupo PCD executou os movimentos mais lentos, menos suaves e precisou de mais tempo para finalizar as fases da tarefa. **Conclusão:** A comparação dos parâmetros avaliados mostrou que pacientes com PCD apresentam limitações funcionais que interferem na execução autônoma e desempenho inferior quando comparado à indivíduos saudáveis.

Palavras-chave: Paralisia Cerebral, Membro Superior, Cinemática, Função, Fisioterapia.

Abstract

Introduction: Movements involving the task of bringing a cup to mouth simulates a functional task that is feasible yet challenging enough to reveal key motor deficits in individuals with movement disorders. Aim: to investigate the kinematics variables of linear parameters involved on sequence movements of a task to bringing a mug handle to mouth in adults with Dyskinetic Cerebral Palsy (DCP). Methods: Seven patients with DCP (age: 27.8 ± 3.4 years) and six healthy subjects (age: 25.8 ± 0.4 years) were asked to performed movements of bringing a mug handle, simulate drinking, and back to initial position. Methods: The task was assessed by means of thirteen scalar variables selected to measure temporal, velocity and smoothness parameters of movements. Results: DCP subjects showed higher time, less smooth and spent more time perform task. Conclusion: The evaluation parameters showed that patients with DCP have functional limitations that interfere in execution and performance when compared to healthy subjects.

Key words: Cerebral Palsy, Upper Limb, Kinematic, Function, Physical Therapy.

Introdução

Padrões posturais atípicos e movimentos involuntários, descontrolados e ocasionalmente estereotipados estão presentes na paralisia cerebral (PC) do tipo discinético (PCD), que pode manifestar-se na forma de distonia, coréia e/ou atetose ([SURVEILLANCE OF CEREBRAL PALSY IN EUROPE](#), 2000; [SANGER](#) et al. (2010)).

Pouco é descrito sobre o acometimento do membro superior na PCD, no entanto, estudos indicam que há atividade muscular anormal decorrente de contração simultânea e sustentada dos músculos agonistas e antagonistas durante o movimento ([COLUCCINI](#) et al. 2007), que limita o aprendizado de habilidades motoras do membro superior ([CHANG](#) et al. 2005).

Os comprometimentos motores dos membros superiores na PC podem ser variados, mas é evidente a alteração do *timing* muscular ([STEENBERGEN](#) et al. 2005), redução da velocidade de execução do movimento, fraqueza e incoordenação dos membros superiores ([COLUCCINI](#) et al. 2007), e dificuldade no controle da força manual, que se manifesta durante o alcance, preensão e desprendimento de objetos ([ELIASSON](#) et al.1991, [ELIASSON e GORDON](#), 2000), que interferem diretamente na funcionalidade destes pacientes.

Neste contexto, a análise do movimento pode fornecer informações objetivas para uma completa avaliação clínica da função do membro superior ([MACKEY](#) et al. 2008) e também analisar os diferentes níveis de disfunção motora durante a execução de tarefas funcionais ([CHANG](#) et al. 2005). A avaliação destas tarefas por meio da cinemática tridimensional inclui a mensuração de variáveis que descrevem a suavidade e o tempo para realizar o movimento, bem como padrões de

movimentos compensatórios ([MURPHY](#) et al. 2011). A velocidade, suavidade e a trajetória podem fornecer informações importantes sobre a qualidade do movimento do membro superior ([CHANG](#) et al. 2005) , além de quantificar as alterações dos movimentos ([BUTLER](#) et al.2010a).

Os pacientes com desordens do movimento desempenham tarefas com velocidade reduzida, longa duração, variabilidade na sequência e na trajetória do movimento. Porém, a trajetória do movimento é menos suave ([ALBERTS](#) et al. 2000).

A análise cinemática tem sido considerada um instrumento com potencial para mensuração de resultados clínicos e tem contribuído para demonstrar como atividades funcionais, como os movimentos envolvidos no ato de levar um copo, são realizados por pacientes com prejuízo no membro superior([REYES-GUZMÁN](#) et al.2010).

A tarefa de levar um copo à boca incorpora a maioria das articulações do membro superior e representa uma tarefa funcional desafiadora, mas que pode ser reproduzível e revelar déficits motores ([BUTLER](#) et al.2010a).

Estudos anteriores avaliaram a cinemática tridimensional da tarefa de levar um copo à boca em crianças saudáveis ([BUTLER](#) et al.2010a, [BUTLER](#) et al.2010b), adultos saudáveis ([CHEN](#) et al 2010, [MURPHY](#) et al 2006, [VAN ANDEL](#) 2008), crianças com PC do tipo hemiparesia espástica ([JASPERS](#) et al 2011, [BUTLER](#) et al.2010a, [BUTLER](#) et al.2010b, [REID](#) et al 2010, [FITOUSSI](#) et al 2006), em adultos com hemiparesia espástica após acidente vascular encefálico ([MURPHY](#) et al. 2011) e até mesmo em adultos com lesão da medula Espinal ([REYES-GUZMÁN](#) et al.2010). A tarefa de levar a mão à boca foi também previamente avaliada em crianças com

PC do tipo hemiparesia espástica ([MURPHY](#) et al 2006) e adultos com ataxia cerebelar ([MENEGONI](#) et al 2009).

Uma vez que a tarefa e a população adulta não foram estudadas, até o presente momento, este estudo teve como objetivo comparar os parâmetros cinemáticos temporais, de suavidade e de velocidade envolvidos no movimento de levar um copo à boca entre adultos saudáveis e com Paralisia Cerebral do tipo Discinético.

Métodos

Trata-se de um estudo com desenho metodológico do tipo caso-controle, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Nove de Julho (UNINOVE) - parecer nº 429632 - de acordo com as diretrizes e normas regulamentadoras da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde (CNS).

Voluntários

Para a triagem dos pacientes, foi realizado levantamento de uma lista de pacientes com Paralisia Cerebral do tipo Discinético que passaram em atendimento no ambulatório de PC no Lar Escola São Francisco – Centro de Reabilitação – Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP).

Após o levantamento, foi realizada a análise dos prontuários dos indivíduos pré-selecionados. Os mesmos foram contatados via telefone para a verificação dos critérios de inclusão e exclusão e para a efetiva participação no estudo.

Participaram do estudo 6 adultos saudáveis (AS) com idade média de 25.8 anos (± 0.4 anos) sem doenças reumáticas, ortopédicas ou neurológicas e que não foram submetidos à procedimentos cirúrgicos no membro superior dominante anteriormente, e 7 adultos com PCD com idade média de 27.8 anos (± 3.4 anos),

com diagnóstico de PCD descrito em prontuário, presença de movimentos involuntários em membros superiores, capacidade de movimentar voluntariamente o membro superior dominante durante a tarefa solicitada e compreender comandos verbais simples (Tabela 1).

Tabela 1 – Características do grupo de adultos saudáveis/ grupo de adultos com Paralisia Cerebral do tipo Discinético expressas em média e intervalo de confiança inferior e superior

	Idade (anos)	Gênero	Dominância	Altura (m)	Peso (kg)	IMC	MACS
AS	23	Feminino	Direita	1.70	68	23.78	-
AS	23	Feminino	Direita	1.53	48	20.51	-
AS	23	Masculino	Direita	1.65	63	23.16	-
AS	23	Feminino	Direita	1.74	65	21.52	-
AS	22	Feminino	Direita	1.59	56	22.22	-
AS	31	Feminino	Direita	1.71	60	20.54	-
PCD	29	Masculino	Esquerda	1.58	50	20	II
PCD	31	Masculino	Esquerda	1.75	50	16.33	II
PCD	24	Masculino	Esquerda	1.74	62	20.52	II
PCD	27	Feminino	Esquerda	1.73	58	19.39	II
PCD	23	Masculino	Direita	1.85	70	20.46	IV
PCD	32	Masculino	Esquerda	1.53	55	23.5	IV
PCD	29	Feminino	Esquerda	1.54	42	17.72	II
AS=6	24.16 (20.63-27.7)	(5F/1M)	(6D/0E)	1.65	60 (52.46, 67.5)	21.95 (20.53,	II(5)
PCD=7	27.85 (24.72-30.99)	(2F/5M)	(1D/7E)	(1.56/1.73)	55.3 (46.83, 63.74)	23.37)	IV (2)
				1.67		19.7 (17.6, 21.8)	
				(1.56/1.78)			

Os voluntários do GE foram classificados quanto à habilidade manual por meio da escala Manual Ability Classification System (MACS), sendo questionada pelo mesmo examinador, a capacidade de manusear objetos e executar tarefas que estão presente no cotidiano das atividades manuais e/ou se para tal necessitam de auxílio ou supervisão. As perguntas foram direcionadas ao voluntário ou ao seu

acompanhante/ responsável e tiveram como referência o membro superior dominante ([ELIASSON, A. et al., 2006](#)).

O cálculo da estimativa do tamanho amostral foi baseado em estudo piloto com os primeiros 5 pacientes e 5 voluntários. As variáveis de suavidade dos parâmetros lineares foram selecionadas e o cálculo da diferença esperada entre as médias dos grupos foi feito por meio de teste bicaudal e não-paramétrico. Foram adotados alfa de 0,05 e poder de 75%.

Dados Antropométricos, Identificação e Exame Preliminar

Cada indivíduo foi avaliado através de um protocolo clínico: identificação, idade, procedência, medicamentos em uso, realização de terapias, ocorrência de cirurgias prévias e dominância para avaliar critérios de inclusão.

Os voluntários do grupo PCD foram classificados quanto à habilidade manual do membro superior dominante por meio da escala *Manual Ability Classification System* (MACS). Foram realizados questionamentos sobre a capacidade de manusear objetos e executar tarefas presentes no cotidiano ([EALISSON et al 2006](#)).

Mensurações antropométricas específicas, solicitadas pelo protocolo de processamento de dados do sistema BTS[®] (*Bioengineering Technology, Milan, Italy*) para a realização do exame tridimensional de análise de movimento foram realizadas. Fizeram parte das mensurações altura, peso, distância entre o acrômio e a tubérculo maior do úmero, diâmetro dos cotovelos, punhos e mensuração da espessura da mão.

Mensuração Cinemática

Vinte e quatro marcadores esféricos retro-reflexivos de 14 mm foram fixados com fita dupla face em pontos anatômicos, usando como referência o modelo originalmente descrito por [RAB](#) et al (2002) para formação dos segmentos cabeça, tronco, braços, antebraços, mãos e na falange média dos terceiros dedos (Figura 1).

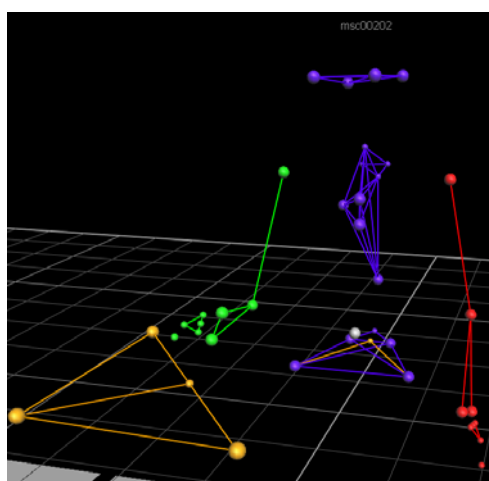


Figura 1 - Modelo de posicionamento de marcadores utilizado como referência para análise cinemática originalmente descrito por Rab, Petuskey, Bagley²⁷

Os dados cinemáticos foram capturados no Laboratório de Estudos do Movimento Einstein (LEME) do Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo, por 10 câmeras Vicon[®] MX 40 (Oxford Metrics Group, Oxford, UK) com frequência de captura de 60 Hz e reconstruídos no programa Vicon Nexus[®] (Oxford Metrics Group, Oxford, UK).

Tarefa

Todos os voluntários permaneceram sentados em uma cadeira de altura ajustável, tendo como objetivo a padronização do posicionamento dos pés próximos à posição neutra, com joelhos e quadris em ângulos aproximados de 90° conforme preconizado por [JASPERS](#) et al (2011). Para garantir a estabilidade e o posicionamento do tronco, duas faixas de velcro que se cruzaram no tórax foram utilizadas.

Os voluntários posicionaram o MS superior não dominante na lateral do tronco e o MS dominante sobre a mesa, com o ombro em posição neutra, cotovelo flexionado a aproximadamente 90°, antebraço na posição neutra, enquanto a mão segurava a alça do copo a ser utilizado para a execução da tarefa. Um copo cilíndrico (10,70 cm de altura e 8 cm de diâmetro) com 50% de preenchimento de seu volume para simular que o mesmo continha líquido foi colocado a 75% do alcance máximo do voluntário, mensurado a partir do comprimento do MS dominante ([BUTLER](#) et al 2010b).

A partir da posição inicial demarcada na mesa, cada voluntário foi instruído a transportar o copo à boca (fase de ida), simular a tarefa de beber água (fase de ajuste) e retornar o copo à posição inicial (fase de retorno) (Figura 2). Seis movimentos consecutivos foram realizados em velocidade confortável, sem que o paciente soltasse o copo no intervalo de cada repetição. Uma tentativa prévia como forma de treino e orientação foi permitida minutos antes da aquisição dos dados.

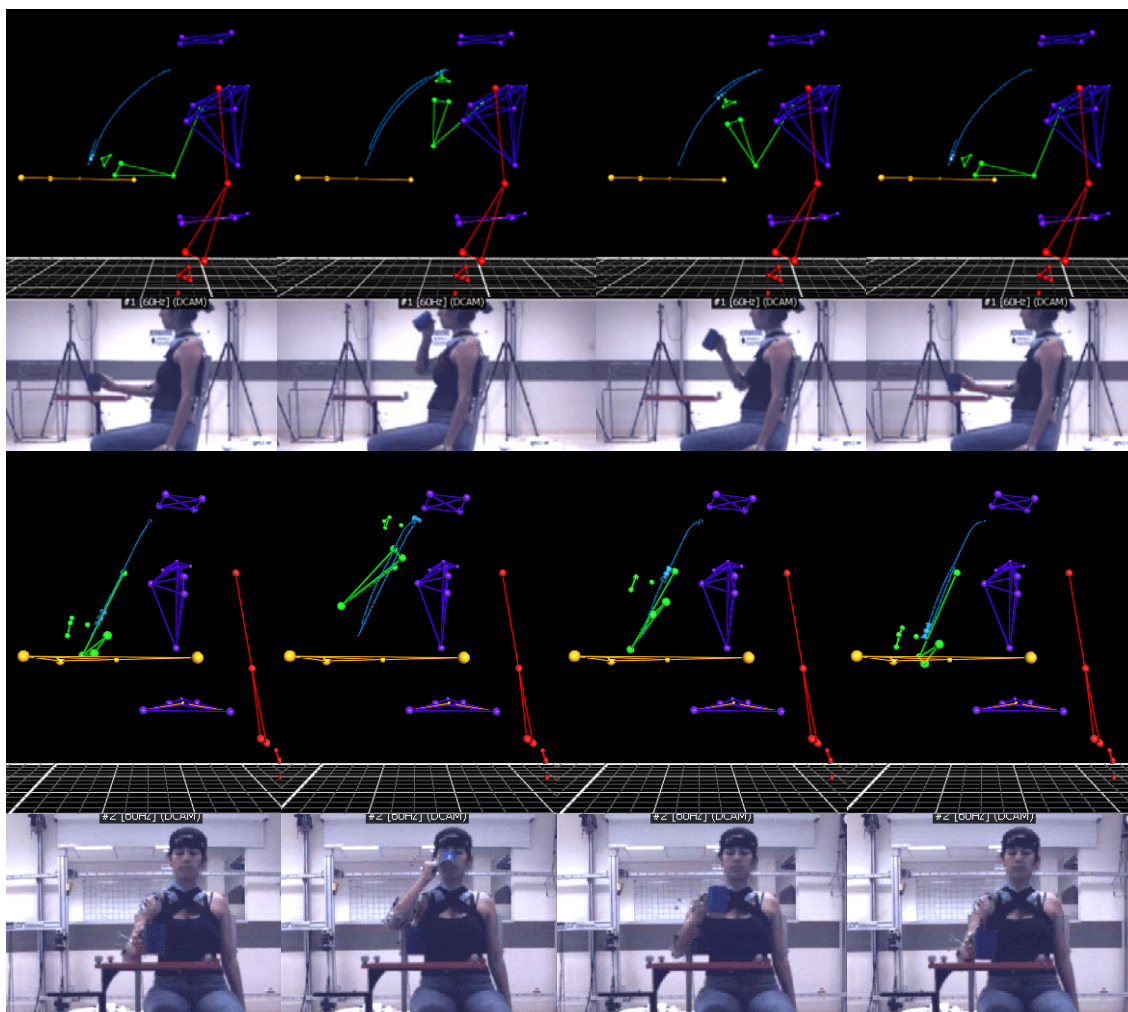


Figura 2 – Representação das fases de ida, ajuste e retorno do movimento de levar um copo à boca, com vista nos planos sagital e frontal.

A partir da posição inicial demarcada na mesa, cada voluntário foi instruído a transportar o copo à boca (fase de ida), simular a tarefa de beber água (fase de ajuste) e retornar o copo à posição inicial (fase de retorno). Seis movimentos consecutivos foram realizados em velocidade confortável, sem que o paciente soltasse o copo no intervalo de cada repetição. Uma tentativa prévia como forma de treino e orientação foi permitida minutos antes da aquisição dos dados.

Os parâmetros de suavidade, velocidade e tempo de movimento foram avaliados por meio de 13 variáveis lineares (Tabela 2).

Tabela 2 - Descrição das variáveis cinemáticas lineares e suas respectivas abreviaturas e unidades, analisadas de acordo com os parâmetros de suavidade, velocidade e de tempo do movimento.

Abreviatura	Nome da Variável	Unidade	Parâmetro
M IC	Média do Índice de Curvatura	(*)	Suavidade
M Jerk	Média do Jerk	(*)	Suavidade
NJS	Pontuação Normalizada do Jerk	(*)	Suavidade
NUM	Número de Unidades de Movimento	(*)	Suavidade
AF	Alteração na Frequência	Hz	Suavidade
Vm	Velocidade Média	m/s	Velocidade
Vp	Pico de Velocidade	m/s	Velocidade
TPV	Tempo do Pico de Velocidade	s	Velocidade
Achatamento	Achatamento da Curva de Velocidade	%	Velocidade
Fase de Ida	Fase de Ida do Movimento	s	Tempo
Fase de Ajuste	Fase de Ajuste do Movimento	s	Tempo
Fase de Volta	Fase de Volta do Movimento	s	Tempo
Relação I/V	Relação Ida/volta	(*)	Tempo

Processamento e Análise dos Dados

Após a captura e reconstrução dos marcadores os dados foram importados, e processados de acordo com as recomendações da *International Society of Biomechanic* ([KONTAXIS](#) et al. 2009) no programa Smart Analyzer® (BTS spa, Milan, Italy) no Laboratório Integrado de Análise de Movimento da Universidade que sediou o estudo. A normalização dos dados foi realizada por meio da porcentagem do ciclo da tarefa.

Do total de seis repetições, apenas as últimas cinco foram selecionadas para a análise com o intuito de minimizar movimentos indesejados que são possíveis de ocorrer na primeira tentativa da tarefa.

A trajetória e o limiar de velocidade do marcador posicionado no terceiro dedo foram utilizados para determinar as fases da tarefa ([TOPKA et al. 2008](#)). O início das fases de ida e de retorno foram definidos no instante 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 correspondeu ao instante em que a velocidade foi inferior a 50 mm/s (Figura 3) ([TOPKA et al. 2008](#), [MENEGONI et al. 2009](#)).

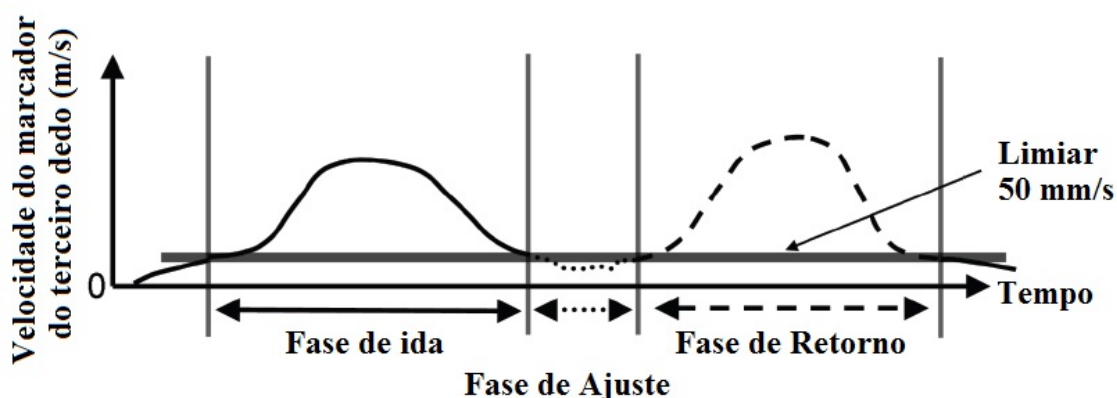


Figura 3 – Representação do perfil de velocidade do marcador do terceiro dedo na tarefa de levar um copo à boca. O limiar de 50 mm/s da trajetória delimita as fases de ida, ajuste e de retorno do movimento

Análise Estatística

As possíveis diferenças entre os grupos, segundo variáveis previamente definidas, foram analisadas após teste de Kolmogorov-Smirnov. O teste de Mann-Whitney foi conduzido para verificar possíveis diferenças entre as variáveis dos grupos PCD e AS. O nível de significância adotado (p) menor que 0,05 foi considerado para indicar diferença estatisticamente significativa.

Resultados

Os valores referentes às comparações das treze variáveis cinemáticas analisadas entre os grupos de acordo com a característica de suas variáveis estão descritos na Tabela 3, 4 e 5.

Parâmetros Temporais

O grupo PCD precisou de mais tempo para realizar os movimentos das fases de ida, ajuste e retorno em relação ao grupo AS.

Tabela 3 – Valores médios das cinco variáveis cinemáticas que compõe os parâmetros temporais do movimento de levar um copo à boca dos voluntários controles e discinéticos, expressos em mediana e quartis de 25% e 75%.

Parâmetros Temporais			
Variáveis	Mediana [25, 75]		<i>p</i>
	Controles	Diskinéticos	
Fase de ida[s]	0.93 [0.8; 1.10]	1.77 [1.3; 2.25]	*
Fase de Ajuste [s]	0.29 [0.27; 0.35]	1 [0.4; 1.45]	*
Fase de Volta [s]	1.13 [0.99; 1.30]	2.08 [1.55; 2.71]	*
Relação IV	0.86 [0.79; 0.91]	0.65 [0.48; 0.73]	*

0,05 * $p \leq 0,05$; ns = $p >$

Parâmetros de Suavidade

Os movimentos realizados pelo grupo PCD são menos suaves do que os movimentos realizados pelo grupo AS, uma vez que as variáveis IC, Jerk, NJS e NUM foram significativamente maiores para este grupo. A variável AF também

apresentou valor maior, porém não atingiu a significância estatística na comparação intergrupos.

Tabela 4 - Valores médios das cinco variáveis cinemáticas que compõe os parâmetros de suavidade do movimento de levar um copo à boca dos voluntários controles e discinéticos, expressos em mediana e quartis de 25% e 75%.

Parâmetros de Suavidade			
Mediana [25, 75]			
Variáveis	Controles	Diskinéticos	p
M IC	1.04 [1.02; 1.05]	1.25 [1.05; 1.50]	*
M Jerk	46.88 [43.89; 49.16]	58.23 [45.57; 108.4]	*
NJS	56.91 [38.06; 82.8]	259.5 [173.2; 911.7]	*
NMU	1.1 [1; 1.35]	8.2 [6.2; 11.8]	*
AF [Hz]	3.59 [1.89; 5.36]	3.67 [2.77; 4.9]	ns

*p ≤ 0,05; ns = p > 0,05

Parâmetros de Velocidade

Tabela 5 - Valores médios das quatro variáveis cinemáticas que compõe os parâmetros de velocidade do movimento de levar um copo à boca dos voluntários controles e discinéticos, expressos em mediana e quartis de 25% e 75%.

Parâmetros de Velocidade			
Mediana [25, 75]			
Variáveis	Controles	Diskinéticos	p
Vm[m/s]	0.55 [0.49; 0.63]	0.42 [0.25; 0.55]	*
Vp [m/s]	1.04 [0.91; 1.08]	0.79 [0.52; 1.18]	*
TPV [s]	0.37 [0.31; 0.4]	0.45 [0.38; 0.61]	*
Achatamento	38.12 [33.7; 42.44]	33.56 [20; 42.31]	ns

*p ≤ 0,05; ns = p > 0,05

As variáveis Vm e Vp mostraram-se significativamente reduzidas no grupo PCD em comparação ao grupo AS, enquanto a variável TPV apresentou valores

maiores. O grupo PCD, portanto, precisa de mais tempo para que a velocidade máxima seja atingida a partir do início da tarefa.

Apesar de não ter havido significância estatística, o achatamento da curva de velocidade foi menor nos adultos com PCD do que nos adultos do grupo AS.

Discussão

A análise tridimensional da tarefa na PCD foi estudada, até o presente momento, somente na população infantil por BUTLER et al. ([2010a](#), [2010b](#)), por meio da análise dos parâmetros cinemáticos lineares e angulares do movimento.

A tarefa de levar um copo ou a mão à boca possui boa confiabilidade intra e inter-sessões ([JASPERS](#) et al. 2011), no entanto apenas crianças e com espasticidade foram avaliadas.

Somente alguns autores estudaram a tarefa de levar um copo à boca ([MURPHY](#) et al. 2006 e [MURPHY](#) et al. 2011) ou mesmo a mão à boca ([VAN ANDEL](#) et al. 2008, [CHEN](#) et al. 2006) em adultos saudáveis, com semelhante desenho metodológico. O número de estudos em adultos com desordens do movimento se restringe a dois, em população diferente da avaliada no presente estudo.

Além do número reduzido de estudos, é notável não haver padronização ou consenso entre os autores de quais parâmetros são mais adequados para avaliar o movimento de levar um copo à boca e quantificar possíveis mudanças, tanto na população infantil, quanto na adulta. Optamos por analisar parâmetros cinemáticos

que podem contribuir para a caracterização do movimento e apontar as limitações funcionais em tarefas cotidianas em pacientes com movimentação involuntária.

Os pacientes com PCD mostraram diferenças no desempenho da tarefa de levar um copo à boca em relação aos indivíduos saudáveis, que puderam ser verificadas por meio de alterações significantes em grande parte das variáveis de tempo, suavidade e velocidade dos movimentos.

Parâmetros temporais

O tempo para realização do movimento é uma medida funcional importante, já que pode ser um parâmetro para mensurar desempenho (para graduar o nível de habilidade do paciente), monitorar a eficácia da terapia (com o resultado da medida) e a normalizar outros parâmetros do movimento (comparando resultados de pessoas que se movimentam com velocidades diferentes).

Os movimentos do grupo PCD apresentaram-se mais lentos em comparação ao grupo AS o que pode ser observado por meio de tempo significativamente maior para três fases do movimento.

[BUTLER](#) et al. (2010a) avaliaram a sequência de movimentos envolvidos na tarefa de levar um copo à boca em 12 crianças com PC, sendo quatro do tipo espástica, sete do tipo discinéticos e uma do tipo atáxica. A duração do ciclo mostrou-se duas vezes maior nas crianças com PC em relação às crianças saudáveis. Entretanto as crianças com discinesia severa demonstraram maior tempo de duração dos movimentos envolvidos no ato de levar um copo à boca, que pode ser causado pela dificuldade em realizar movimentos de forma sequenciada ([CURRA](#) et al. 2000).

A fase de retorno do movimento demandou mais tempo para execução tanto para os adultos saudáveis, e também para pacientes com lesão medular e hemiparesia espástica. Este achado talvez se justifique pela precisão e controle do momento de retorno do copo à mesa ([MURPHY](#) et al. 2006, [REYES-GUZMÁN](#) et al. 2010).

Parâmetros de suavidade

Os parâmetros de suavidade têm o objetivo de avaliar o quão homogêneo é o movimento. Esta forma de análise do movimento aplica-se clinicamente às situações de ajuste, associado à capacidade de controlar a suavidade do movimento. São, por sua vez, informações relevantes em situações onde há desordens do movimento.

Os resultados deste estudo rejeitam a hipótese de que adultos com PCD não apresentam alteração na suavidade dos movimentos. As variáveis, Média do Índice de Curvatura, Média do Jerk, Pontuação Normalizada do Jerk e Número de Unidades do Movimento foram maiores nos grupos de pacientes. Apesar de não atingir a significância estatística, a alteração da frequência também apresentou valores aumentados em relação ao grupo AS.

Além de menor suavidade, a eficiência do movimento também está comprometida nesta população, uma vez que o Índice de Curvatura representa a trajetória da mão, representada pelo marcador do dedo, durante a fase de ida e a distância linear entre o ponto inicial e final do movimento. Este resultado corrobora com estudos de [BUTLER](#) et al. (2010a).

O *Jerk* médio e normalizado, até o momento pode ser considerado como sendo uma variável especulativa deste estudo, pois até o momento não foi usado como

parâmetro de comparação em estudos que envolveram o movimento de levar um copo à boca ou a mão à boca. O *Jerk* pode ser descrito como a taxa de mudança da aceleração ou a derivada de terceira ordem/classe da posição ([FENG; MAK, 1997](#)). Tem sido usado para indicar fluência dos movimentos de membros superiores e seu aumento é proporcional ao aumento da duração do movimento ([SCHNEIDER; ZERNICKE, 1989](#)).

O número de unidades de movimento (NUM) corresponde ao número de vezes em que a velocidade excedeu 10% da velocidade máxima e é inversamente proporcional à velocidade máxima alcançada durante os movimentos, o que indica que pacientes com aumento do NUM tendem a desempenhar a tarefa mais lentamente ([COLUCCINI et al. 2007](#)).

Atáxicos ([CHANG et al. 2005](#)) e crianças com PC, espásticos e discinéticos ([BUTLER et al 2010a](#)) apresentam grande variabilidade da velocidade durante o movimento com valores aumentados do NUM. Em pacientes hemiparéticos também observou-se aumento no NUM para o movimento de levar um copo à boca, assim como forte correlação com o tempo total do movimento ([MURPHY et al. 2011](#)).

Parâmetros de velocidade

A redução da velocidade para realizar o movimento de levar a mão à boca está presente nos pacientes com PC do tipo hemiparéticos espásticos ([MACKEY et al. 2006](#)), atáxicos ([COLUCCINI et al. 2007](#)) e discinéticos ([BUTLER et al 2010a](#)). Os que apresentam espasticidade e distonia são lentos e inconsistentes, variando entre 9 e 94% o tempo para alcançar a velocidade máxima das fases do movimento ([BUTLER et al 2010a](#)).

O tempo para atingir a velocidade máxima (TPV) em adultos saudáveis ocorre na fase de ida, ou seja, no ato de levar o copo à boca, sugerindo que maior precisão é necessária durante a fase de retorno, que corresponde ao ato de colocar o copo de volta à mesa, o que vai de encontro com o maior tempo dispendido para realizar esta fase do movimento ([MURPHY et al. 2006](#)). Os valores aumentados da TPV nos pacientes com hemiparesia em comparação aos controles podem ocorrer em detrimento do maior tempo dispendido nos paciente para se realizar o movimento ([MURPHY et al. 2011](#)).

Sabe-se que a máxima velocidade em pacientes hemiparéticos ocorre aos 35% da fase ida e na fase de retorno aos 40%, o que sugere uma estratégia de controle específica para o movimento ao levar o copo à boca e que os pacientes com PCD gastam mais tempo na fase de retorno, ou desaceleração do movimento ([MURPHY et al. 2011](#)). A porcentagem do tempo para alcançar a máxima velocidade na fase de ida do movimento, representada pelo achatamento também é menor no grupo PCD. Ao usarmos uma amostra de conveniência e avaliarmos os parâmetros lineares de um único movimento dos membros superiores, limitamos o estudo a elucidar muito provavelmente uma pequena parte das diferenças e especificidades que envolvem os movimentos dos membros superiores e adicionar o uso de parâmetros lineares como uma ferramenta de avaliação para a tomada de decisão terapêutica.

A tarefa de levar um copo à boca é aparentemente uma tarefa simples, que faz parte do cotidiano de todos, e em especial dos pacientes adultos com paralisia cerebral. Um grupo seleta, pouco estudado, pois grande porcentagem dos estudos é desenvolvida com crianças, e pouco se sabe das sequelas e conseqüências de inúmeros tratamentos realizados na infância.

Este estudo, apesar de suas limitações, mostrou-se capaz de avaliar quantitativamente, identificar déficits e apontar limitações do movimento estudado. Somando-se a estes resultados a avaliação da cinemática, cinética angular e atividade muscular as dúvidas poderão ser ainda mais esclarecidas e conseqüentemente novas abordagens poderão ser sugeridas.

Conclusão

O grupo PCD realizou a tarefa de levar um copo a boca de forma menos veloz, menos suave e precisou de mais tempo para realizar os movimentos quando comparados ao grupo AS.

As variáveis estudadas contribuíram para quantificar e identificar as limitações funcionais que interferem na execução de atividades cotidianas em adultos com movimentação involuntária.

Referências

- ALBERTS, J.L.; SALING, M.; ADLER, C.H.; STELMACH, G.E. Disruptions in the reach-to-grasp actions of Parkinson's patients. **Experimental Brain Research**, Berlin, v. 3 n. 134, p. 353–362, 2000.
<http://www.springerlink.com/content/ega562huj02q62rr/>
- BUTLER EE, A.L; LADD A.L; LAMONT L.E.; ROSE J. Temporal-spatial parameters of the upper limb during a Reach & Grasp Cycle for children. **Gait & Posture**. Oxford, v. 3, n. 32, p. 301-6, 2010a.[http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(10\)00151-7/abstract](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(10)00151-7/abstract)
- BUTLER E.E.; LADD A.L; LOUIE S.A; LAMONT L.E.; WONG W.; ROSE J. Three-dimensional kinematics of the upper limb during a Reach and Grasp Cycle for children. **Gait & Posture**, Oxford, v. 1, n. 20, p. 72-7, 2010b.[http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(10\)00081-0/abstract](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(10)00081-0/abstract)
- CHANG J.J.; WU T.I.; WU W.L.; SU F.C. Kinematical measure for spastic reaching in children with cerebral palsy. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 4, n. 20, p. 381-8, 2005.[http://www.clinbiomech.com/article/S0268-0033\(04\)00289-X/abstract](http://www.clinbiomech.com/article/S0268-0033(04)00289-X/abstract)
- CHEN W.; XIONG C.; HUANG C.; SUN R.; XIONG Y. Kinematic analysis and dexterity evaluation of upper extremity in activities of daily living. **Gait & Posture**, v. 4, n. 32, p. 475-81, 2010.[http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(10\)00207-9/abstract](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(10)00207-9/abstract)
- COLUCCINI M.; MAINI E.S.; MARTELLONI C.; SGANDURRA G.; CIONI G. Kinematic characterization of functional reach to grasp in normal and motor disabled children. **Gait & Posture**, v. 4, n. 25, p. 493-501, 2007.[http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(07\)00013-6/abstract](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(07)00013-6/abstract)
- CURRA A.; BERARDELLI A.; AGOSTINO R.; GIOVANNELLI M.; KOCH G.; MANFREDI M. Movement Cueing and Motor Execution in Patients With Dystonia: A Kinematic Study. **Movement Disorders**, New York, v. 1, n. 15, p. 103-15, 2000.<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Movement%20Cueing%20and%20Motor%20Execution%20in%20Patients%20With%20Dystonia%3A%20A%20Kinematic%20Study>
- EALISSON A.C.; KRUMLINE-SUNDHOLM L.; RÖSBLAD B.; BECKUNG E.; ARNER M.; ÖHRVALL A.M. Classification System (MACS) for children with cerebral palsy: scale development and evidence of validity and reliability. **Developmental Medicine and Child Neurology**, London, v. 7, n. 48, p. 549-54,

2006. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Basic%20co-ordination%20of%20manipulative%20forces%20of%20children%20with%20cerebral%20palsy>.

ELIASSON A.C; GORDON A.M.; FORSSBERG H. Basic co-ordination of manipulative forces of children with cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, London, v. 8, n. 33, p. 661-70, 1991.

ELIASSON A.C.; GORDON A.M. Impaired force coordination during object release in children with hemiplegic cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, London, v. 4, n. 42, p. 228-34, 2000. <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1469-8749.2000.tb00077.x/abstract>

FENG C.J.; MAK A.F. Three-dimensional motion analysis for the voluntary elbow movement in subjects with spasticity. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, London, v. 3, n. 5, p. 253–62, 1997. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Three-dimensional%20motion%20analysis%20for%20the%20voluntary%20elbow%20movement%20in%20subjects%20with%20spasticity>

FITOUSSI F.; DIOP A.; MAUREL N.; LAASSEL el M.; PENNEÇOT G.F. Kinematic analysis of the upper limb: a useful tool in children with cerebral palsy. **Journal of pediatric orthopaedics. Part B**, New York, v. 4, n. 15, p. 247-56, 2006. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16751732>

JASPERS E.; FEYS H.; BRUYNINCKX H.; CUTTI A.; HARLAAR J.; MOLENAERS G.; DESLOOVERE K. The reliability of upper limb kinematics in children with hemiplegic cerebral palsy. **Gait & Posture**, Oxford, v. 4, n. 33, p. 568–75, 2011. [http://www.clinbiomech.com/article/S0268-0033\(09\)00002-3/abstract](http://www.clinbiomech.com/article/S0268-0033(09)00002-3/abstract)

KONTAXIS A.; CUTTI A.G.; JOHNSON G.R.; VEEGER H.E. A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 3, n. 24, p. 246-53, 2009.

MACKEY A.H.; WALT S.E.; STOTT S. Deficits in Upper-Limb Task Performance in Children With Hemiplegic Cerebral Palsy as Defined by 3- Dimensional Kinematics. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v. 2, n. 87, p. 207-15, 2006. [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(05\)01338-9/abstract](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(05)01338-9/abstract)

MENEGONI F.; MILANO E.; TROTTI C.; GALLI M.; BIGONI M.; BAUDO S.; MAURO A. Quantitative evaluation of functional limitation of upper limb movements in subjects affected by ataxia. **European Journal of Neurology**. Oxford, v. 2, n. 16, p. 232-9, 2009. <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1468-1331.2008.02396.x/abstract;jsessionid=6FD6E351DAE26B4B7CC7AF186A5D4D72.d02t03>

MURPHY M.A.; SUNNERHAGEN K.S.; JOHNELS B.; WILLÉN C. Three-dimensional kinematic motion analysis of a daily activity drinking from a glass: a pilot study. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, London, v.3, n.18, 2006. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=Kinematic%20Variables%20Quantifying%20Upper-Extremity%20Performance%20After%20Stroke%20During%20Reaching%20and%20Drinking%20From%20a%20Glass>

MURPHY MA, WILLÉN C, SUNNERHAGEN KS. Kinematic Variables Quantifying Upper-Extremity Performance After Stroke During Reaching and Drinking From a Glass. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, New York, v.1, n.25, p. 71-80, 2011.

RAB G., PETUSKEY K, BAGLEY A. A method for determination of upper extremity kinematics. **Gait & Posture**, Oxford, v. 2, n. 15, p. 113–9, 2002. [http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(01\)00155-2/abstract](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(01)00155-2/abstract)

REID S, ELLIOTT C, ALDERSON J, LLOYD D, ELLIOTT B. Repeatability of upper limb kinematics for children with and without cerebral palsy. **Gait & Posture**, Oxford, v. 1, n. 32, p. 10–7, 2010. [http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(10\)00068-8/abstract](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(10)00068-8/abstract)

REYES-GUZMÁN A, GIL-AGUDO A, PEÑASCO-MARTÍN B, SOLÍS-MOZOS M, AMA-ESPINOSA A, PÉREZ-RIZO E. Kinematic analysis of the daily activity of drinking from a glass in a population with cervical spinal cord injury. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, London, v.7, 1:41 <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2936358/?tool=pubmed>

SANGER TD et al. Definition and Classification of Hyperkinetic Movements in Childhood. **Movement Disorders**, New York, v. 11, n. 25, p. 1538-1549, 2010. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2929378/?tool=pubmed>

SCHNEIDER K, ZERNICKE RF Jerk-cost modulations during the practice of rapid arm movements. **Biological cybernetics**. V.3, n.60, p. 221–30, 1989. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=SCHNEIDER%20K%2C%20ZERNICKE%20RF%20Jerk->

[cost%20modulations%20during%20the%20practice%20of%20rapid%20arm%20movements.%20Biological%20cybernetics.%20V.3%2C%20n.60%2C%20p.%20221%E2%80%9330%2C%201989.](#)

STEENBERGEN B, HULSTIJN W, LEMMENS IH, MEULENBROEK RG. The timing of prehensile movements in subject with cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, London, v. 8, n. 33, p. 661-70, 1991. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=The%20timing%20of%20prehensile%20movements%20in%20subject%20with%20cerebral%20palsy.%20>

SURVEILLANCE OF CEREBRAL PALSY IN EUROPE (SCPE). Surveillance Cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. **Developmental Medicine and Child Neurology**, London, v. 12, n. 42, p. 816-24, 2000. <http://onlinelibrary.wiley.com/resolve/openurl?genre=article&sid=nlm:pubmed&issn=0012-1622&date=2000&volume=42&issue=12&spage=816>

TOPKA H, KONCZAK J, SCHNEIDER K, BOOSE A, DICHGANS J. Multijoint arm movements in cerebellar ataxia: Abnormal control of movement dynamics. **Experimental Brain Research**, v. 4, n. 119, p. 493–503, 1998. <http://www.springerlink.com/content/fubtyrq992b82mfq/>

VAN ANDEL CJ, WOLTERBEEK N, DOORENBOSCH CA, VEEGER DH, HARLAAR J. Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. **Gait & Posture**, Oxford, v. 1, n. 27, p. 120-7, 2008. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636207000665>

ANEXO H

Resumos publicados em congressos e eventos

1 – Resumo 43. Congresso Brasileiro de Fisioterapia Neurofuncional: 26 - 28 de novembro de 2010. Rev Bras Fisiot. 2010; 14(Supl 2):109.

ANAIS DO I CONGRESSO BRASILEIRO DE FISIOTERAPIA NEUROFUNCIONAL

43-ANÁLISE DOS PARÂMETROS TÊMPORO-ESPACIAIS DOS MOVIMENTOS MEMBROS SUPERIORES COM USO DE BRACELETES DE PESO EM CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL DO TIPO COREOATETÓIDE

Bases científicas, diagnóstico e intervenção fisioterapêutica nas desordens encefálicas da criança.

AUTORES: Paulo Roberto Garcia Lucareli; Mariana Cunha Artilheiro; Izabela Comim; Luana M. Mattos; Claudia Santos Oliveira; João Carlos Ferrari Correa.

Instituição: Universidade Nove de Julho.

Correspondências para: paulolucareli@uminove.br

Contextualização: Braceletes de pesos nos membros superiores são comumente utilizados na fisioterapia para auxiliar a execução de movimentos coordenados. **Objetivo:** verificar os parâmetros espaço-temporais dos movimentos de membros superiores através do uso de braceletes de peso em crianças com Paralisia Cerebral do tipo Coreoatetóide. **Método:** Um estudo caso-controle foi realizado para analisar os parâmetros cinemáticos dos movimentos de membros superiores no plano frontal sem uso de carga, com 25%, 50% e 75% de carga máxima suportada. Oito crianças de ambos gêneros e idade entre 5 e 15 anos foram divididas em grupo experimental, composto por 4 crianças com movimentos involuntários do tipo coreoatetose e grupo controle. Os dados foram coletados com uso de marcadores retroreflexivos e oito câmeras Motion Analysis®. As variáveis tempo de movimento (TM), tempo para atingir a máxima velocidade (TAMV), suavidade (SS) e o deslocamento da extremidade distal do membro superior foram analisados. **Resultados:** Para a captura, processamento e reconstrução 3D, foi utilizado o software Evart® 5.0.3. Posteriormente, os dados foram tabulados e analisados no ORIGIN PRO® 7.5. Foram realizadas comparações entre os quatro pares de indivíduos (experimental e controle) através do cálculo da variação do delta. Os parâmetros têmporo-espaciais NUM (65.2%) e TAMV (12.5%) obtiveram menor variação com aplicação da carga de 25%, enquanto o TM (27.3%) e a suavidade (21.7%) mostraram menor variação com 50% da carga máxima. **Conclusão:** As cargas de 25% e de 50% reduziram as variações têmporo-espaciais durante execução dos movimentos com braceletes de peso em crianças com Paralisia Cerebral do tipo Coreoatetóide.

Palavras-chave: Paralisia Cerebral; Movimentos Involuntários; Membros Superiores; Reabilitação; Fisioterapia.

2 – Resumo Gait and Clinical Movement Analysis Society – Annual Conference: 12-15 de maio de 2011.

The effect of load bracelets on spatiotemporal parameters of the upper limbs in children with Choreoathetosis Cerebral Palsy

Lucareli PRG¹; Artilheiro MC¹; Comin I; Carruba, LB; Oliveira CS¹; Braccialli LM; Correa JCF¹

¹ UNINOVE-Univ. Nove de Julho, Sao Paulo Brazil, ² Unesp - Univ Estadual Paulista, Marilia, Brazil.

Introduction

Load bracelets are used in upper limbs involuntary movements to attend to the execution of coordinated movements and reach targets.¹

In order to make the most accurate, the analysis of upper-limb movement through a tridimensional trajectory can operate as an important tool for clinical decisions.

The upper limb involuntary movement in children with Choreoathetosis Cerebral Palsy may affect the ability to reach and grasp and everyday activities. The literature is insufficient regarding influence of load on involuntary movement and on spatiotemporal parameters that comprise the reaching tasks and planar movements of upper limbs in this population. It is necessary to increase the scientific basis to establish the effect of physical therapy technique in the rehabilitation of the upper limb.

Methods

A case-control study was performed to analyze kinematics parameters during execution of planar movement with use of four set-up design (without load, 25%, 50% and 75% of maximum resistance) defined through maximum resistance calculations.² Eight children were divided in two groups: Choreoathetosis Cerebral Palsy (CCP) and Control Group (CG), composed of four children representing both genders between five and fifteen years of age without and with cerebral palsy diagnoses and choreoathetoid involuntary movements, respectively.

Subjects were instructed to move the hand on a horizontal line drawn on a table touching start point to end point and return, with three attempts for each condition.

Light-reflective markers were placed on the acromion process, lateral humeral condyle, ulnar styloid process and fifth metatarsal head.³ Three-dimensional position data were recorded using an eight-camera optoelectric motion capture system (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA).

Spatiotemporal parameters such as time of movement (TM), time to reach the highest speed (THV), smoothness (NUM) and the displacement of the upper limb were analyzed and defined by velocity of hand marker.

Results

For processing and three-dimensional reconstruction, EVaRT[®] 5.0.3 software was used. The data calculation were made in ORIGIN PRO[®] 7.5 and Microsoft Excel[®] 2002. Statistical analysis: we performed a direct comparison among four pairs of subjects (CG x CCP) and through percentage between maximum and minimum mean difference.

The minor difference was calculated and obtained by comparing each pair of subjects. Significant variations were found to THV (-12.5%) and NUM (65.2) with a load of 25% and to TM (27.3%) and trajectory (21.7cm) with a load of 50%.

Discussion

The load of 25% e 50% indicated a trend for major positive effects on movement, demonstrating the therapeutic benefit of the use load bracelets for upper limb excursion in the horizontal plane in these specific patients.

References

1. Lucareli PRG *et al.* Bracelet weight effect during upper limb movement in choreoathetosis cerebral palsy children. In: 18th Annual Meeting of the European Society of Movement Analysis in Adults and Children. 2009; London.
2. McArdle WD, Katch FI, Katch VL. (2006) Exercise Physiology: Energy, Nutrition and Human Performance. (6th edition) Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia.

3 – Resumo RR-PO-308-14-Wed. World Physical Therapy: 20-23 de junho de 2011. World Physical Therapy 2011. v. 97. p. S230



16th International
WCPT Congress
20-23 June 2011
Amsterdam Holland



Research Report Poster Display

Number: RR-PO-308-14-Wed
Physiotherapy Volume 97 Supplement S1

Wednesday 22 June 2011 13:00
RAI: Exhibit Halls 2 & 3

ANALYSIS OF THE TEMPORAL-SPATIAL PARAMETERS OF THE UPPER LIMBS WITH USE OF LOAD BRACELET IN CHILDREN WITH CHOREOATHETOSIS CEREBRAL PALSY

Lucareli P.^{1,2}, Artlheiro M.¹, Comin L.³, Motta L.⁴, Garbelotti S.⁵, Correa J.¹

¹Universidade Nove de Julho, Rehabilitation Science - Movement Analysis Laboratory, São Paulo, Brazil, ²Hospital Israelita Albert Einstein, Motion Analysis Laboratory, São Paulo, Brazil, ³NAPAM, São Paulo, Brazil, ⁴Universidade Nove de Julho, Physical Therapy, São Paulo, Brazil, ⁵Centro Universitário São Camilo, Physical Therapy, São Paulo, Brazil

Purpose: To verify temporal-spatial parameters of the upper limbs movement through the use of load bracelet in choreoathetosis cerebral palsy (CCP).

Relevance: The upper limb involuntary movement in children with CCP may affect the ability to reach, grasp and manipulation. The literature is insufficient regarding influence of weight on involuntary movement and on temporal-spatial parameters that comprise the reaching tasks of upper limbs in this population.

Participants: Eight children were divided in two groups: CCP and control group. The CCP group was select in Physiotherapy Clinic School for convenience and composed of four children representing both genders between five and fifteen years of age with cerebral palsy diagnoses, choreoathetoid involuntary movements, the capability of moving the upper limbs voluntarily during the requested task, the ability to understand verbal commands, preserved cognitive function, and normal visual acuity. The control group was composed of four children aged between five and fifteen years of age and representing both genders who did not have current upper limb dysfunction.

Methods: A case-control study was performed to analyze kinematics parameters during execution of planar movement in a series with 25%, 50% and 75% of the maximum load resistance calculations. Subjects were instructed to moved dominant arm in the frontal plane thought a line from a point to another and return to the initial position without dragging their arm on the table surface, touching only the specified points. Based on the Upper Extremity Kinematic Model. Three-dimensional data collections were completed with eight Motion Analysis® capture system. Temporal-spatial parameters such as time of movement (MT), time to reach the highest speed (THV), smoothness and displacement of upper limb were analyzed.

Analysis: For processing and 3D reconstruction, EVaRT® 5.0.3 software was used. Subsequently, data were generated with ORIGIN PRO® 7.5 and Microsoft Excel® 2002. We performed a direct comparison among four pairs of subjects (control X CP), calculating the delta variation.

Results: Smoothness (65.2%) and THV (12.5%) temporal-spatial parameters had the lowest variation when 25% loads were applied, while performing the movement with 50% loads had the lowest variation for TM (27.3%) and displacement (21.7%).

Conclusions: This study verified that, according to our tests, 25% and 50% loads decrease variation of temporal-spatial parameters though the use of load bracelet in CCP.

Implications: This investigation allows to increase the scientific basis to establish an important tool for clinical decision-making and the effect of physiotherapy technique in rehabilitation of the upper limb. Therefore, further research are needed.

Key-words: 1. Cerebral Palsy 2. Upper Extremity 3. Movement Disorders

Funding acknowledgements: None.

Ethics approval: This prospective study was approved by the local ethical committee (104/08).

Session name:

PAEDIATRICS: Neurology 4

Programme track/theme:

Professional Practice - PAEDIATRICS: Neurology

All authors, affiliations and abstracts have been published as submitted.
Published in partnership with Elsevier publishers and the *Physiotherapy* journal.

4 – Resumo P10. European Society of Movement Analysis for Adults and Children: 15 -17 de setembro de 2011. Abstracts 20th Annual Meeting of ESMAC, 2011. v. 1. p. 126-126.

P10

UPPER LIMB FUNCTIONAL LIMITATION TASK IN ADULTS WITH DISKINETIC CEREBRAL PALSY.

M.C. Artileiro¹, W. Godoy², M. Galli³, V. Cimolin³, C.S. Oliveira¹, J.C.F. Corrêa¹, P.R.G. Lucareli¹
¹Human Movement Laboratory, University Nove de Julho, São Paulo/Brazil, ²Movement Analysis Laboratory, Albert Einstein Hospital, São Paulo/Brazil, ³Bioengineering, Politecnico di Milano, Milan/Italy

Introduction: Movements involving the task of bringing a cup to mouth simulates a functional task that is feasible yet challenging enough to reveal key motor deficits in individuals with movement disorders. Accurate measurement of upper extremity movement during activities of daily living is valuable information and can help to identify compensatory strategies and functional improvement after interventions. This study investigated the kinematics parameters involved on sequence movements of a task to bringing a mug handle to mouth in six adults with Dyskinetic Cerebral Palsy (DCP).

Patients/ Material and methods: Seven patients with DCP (age: 27.8Å±3.4 years) and six healthy subjects (HS) (age: 25.8Å±0.4 years) were asked to performed six consecutive movements of bringing a mug handle (350 ml) with 50% of total volume to his mouth using their dominant side. The mug was placed at 75% of subject's maximum reach. Kinematic data were captured by 10 cameras (Vicon® MX 40; Oxford Metrics Group, Oxford, UK) and processed using biomechanical software (SMART Analyser; BTS spa, Milan, Italy). Twenty retro-reflexive markers were attached over pre-determined bony landmarks of the head, trunk and upper extremities. The unpaired Mann-Whitney U-test was used to compare DCP and HS groups. The probability (p) smaller than 0.05 was considered to indicate statistical significance.

Results: DCP subjects showed higher time to perform going, adjusting and returning phases; less smooth movements as indicated by the index of curvature, average jerk, normalized jerk score and number of movement unit. The DCP patients spent more time doing the task as report by peak velocity, mean velocity, time to peak velocity and going/returning ratio than HS subjects (Table 1).

Table 1 - Kinematics parameters involved on sequence movements of a task to bringing a mug handle to mouth expressed in median and inter-quartile ranges

	Time parameters				Smoothness parameters			Velocity parameters			
	Median [25, 75]				Median [25, 75]			Median [25, 75]			
	Control	Dyskinetic	p		Control	Dyskinetic	p	Control	Dyskinetic	p	
Going phase [s]	0.93 [0.8; 1.10]	1.77 [1.3; 2.25]	*	IC	1.04 [1.02; 1.05]	1.25 [1.05; 1.50]	*	Mean velocity [m/s]	0.55 [0.49; 0.63]	0.42 [0.25; 0.53]	*
Adjusting phase [s]	0.29 [0.27; 0.35]	1 [0.4; 1.45]	*	Average Jerk	48.83 [43.89; 49.16]	58.23 [45.57; 108.4]	*	Peak velocity [m/s]	1.04 [0.91; 1.08]	0.79 [0.52; 1.18]	*
Returning phase [s]	1.15 [0.99; 1.39]	2.08 [1.55; 2.71]	*	NJS	36.91 [28.06; 82.6]	259.5 [173.2; 911.7]	*				
				NMU	1.1 [1; 1.35]	8.2 [6.2; 11.8]	*	Time to Peak vel [s]	0.37 [0.31; 0.4]	0.45 [0.38; 0.61]	*
Ratio Going/Returning	0.86 [0.79; 0.95]	0.65 [0.48; 0.73]	*	Changes freq [Hz]	3.59 [1.89; 5.36]	3.67 [2.77; 4.9]	ns	Skeewness	38.12 [33.7; 42.44]	33.56 [29; 42.31]	ns

Items: IC =index of curvature; NJS =normalized jerk score; NMU = number of movement unit. *p < 0.05; ns = p > 0.05

Discussion & Conclusion: In addition to three-dimensional joint patterns, the time, velocity and smoothness of movement may help to delineate the contribution of different movement deficits to functional impairment. Quantitative evaluation of effect of dyskinetic movement caused by DCP can help the identification and quantification of important functional limitations interfering with the autonomous execution of common activities. Movement patterns such as increased movement duration, reduced acceleration and increase of time and smoothness parameters in DCP compare to HS indicates less efficient and less smooth movements. Based on this results rehabilitation programs should be developed and clinical signals evaluated.

References: [1] Butler EE, et al. Temporal-spatial parameters of the upper limb during a Reach & Grasp Cycle for children. *Gait Posture*; 32(3):301-6, 2010. [2] Petuskey K, et al. Upper extremity kinematics during functional activities: Three-dimensional studies in a normal pediatric population. *Gait Posture*; 25: 573-9, 2007. [3] Coluccini M, et al. Kinematic characterization of functional reach to grasp in normal and in motor disabled children. *Gait Posture*; 25: 493-501, 2010. [4] Menegoni F, et al. Quantitative evaluation of functional limitation of upper limb movements in subjects affected by ataxia. *Eur J Neurol*;16(2):232-9, 2009.

Disclosure: No significant relationships.

5 – Resumo VIII Encontro de Iniciação Científica UNINOVE: 5 de novembro de 2011.

Análise do tempo de execução das três fases do movimento de levar um copo à boca em um indivíduo adulto com PC do tipo discinética x um voluntário adulto saudável

Artilheiro, Mariana C.⁽¹⁾; Motta, Luana M; Lopes, Bárbara A.; Oliveira, Vanessa C; Specialli, Danieli; Lucareli, Paulo R.G.⁽¹⁾

Introdução: Os comprometimentos motores dos membros superiores (MMSS) na Paralisia Cerebral (PC) manifestam-se na forma de diminuição da velocidade de execução do movimento, fraqueza e incoordenação muscular. Pouco é descrito sobre o acometimento do membro superior na Paralisia Cerebral do tipo Discinética (PCD), mas é sabido que indivíduos com desordens do movimento desempenham tarefas com aumento da duração do movimento e apresentam prejuízo na funcionalidade. A análise do movimento tridimensional fornece informações objetivas para uma completa avaliação clínica da função e analisa os diferentes níveis de disfunção motora durante a execução de tarefas funcionais. **Objetivo:** investigar o comportamento da variável “tempo de execução” para as fases da tarefa de levar um copo à boca em um indivíduo adulto com PCD. **Métodos:** Um adulto saudável e um adulto PCD com presença de movimentos involuntários em membros superiores foram instruídos a transportar um copo cilíndrico, posicionado a 75% do alcance máximo do voluntário, até a boca, simular a tarefa de beber água e retornar o copo à posição inicial. Um total de 24 marcadores esféricos retro-reflexivos foram posicionados em pontos anatômicos para análise cinemática. O desempenho na tarefa foi analisado por meio da avaliação do tempo dispendido para realização das três fases do movimento: fase de ida, fase de ajuste e fase de retorno do copo à mesa. **Resultados:** O voluntário PCD apresentou movimentos mais lentos em comparação ao adulto saudável para as fase de ida ($1,66 \pm 0,28s$ x $1,44 \pm 0,02s$), de ajuste ($1,34 \pm 0,2s$ x $0,56 \pm 0,07$), de retorno ($3,63 \pm 0,59s$ x $0,96 \pm 0,05s$) e tempo total do movimento ($1,16 \pm 0,57s$ x $0,80 \pm 0,18s$). **Discussão:** A lentidão no movimento inerente a PCD mostrou-se presente também durante a tarefa funcional de levar um copo à boca. O aumento do tempo total para execução do ciclo e para a fase de retorno condiz com achados da literatura que afirmam que o tempo requisitado para a execução desta tarefa funcional pode ser até duas vezes maior em crianças com PC do tipo espástica, atáxica e discinética. **Conclusão:** A análise quantitativa das características do movimento de um indivíduo com PCD permite constatação das limitações funcionais e contribui para a avaliação e o tratamento dos prejuízos funcionais no processo terapêutico.

Palavras-chave: Paralisia Cerebral, Membro Superior, Função, Cinemática, Fisioterapia.