



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

**ATIVIDADE ST-DP EM CRIANÇAS TÍPICAS
E COM PARALISIA CEREBRAL DE 5 A 12
ANOS DE IDADE**

ADRIANA NEVES DOS SANTOS

SÃO CARLOS

2012

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

ATIVIDADE ST-DP EM CRIANÇAS TÍPICAS E COM PARALISIA CEREBRAL DE 5 A 12 ANOS DE IDADE

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

Discente: Adriana Neves dos Santos

Orientadora: Profa. Dra. Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha

SÃO CARLOS

2012

**Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da
Biblioteca Comunitária da UFSCar**

S237as

Santos, Adriana Neves dos.

Atividade ST-DP em crianças típicas e com paralisia cerebral de 5 a 12 anos de idade / Adriana Neves dos Santos. -- São Carlos : UFSCar, 2012.
159 f.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2012.

1. Fisioterapia. 2. Crianças. 3. Atividade funcional. 4. Participação social. 5. Torque muscular. I. Título.

CDD: 615.82 (20ª)

Membros da banca examinadora para defesa de dissertação de mestrado de ADRIANA NEVES DOS SANTOS, apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Universidade Federal de São Carlos, em 29 de Fevereiro de 2012

Banca Examinadora:


Prof.^a Dr.^a Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha
(UFSCar)


Prof.^a Dr.^a Regiane Luz Carvalho
(UNIFAE)


Prof.^a Dr.^a Ana Beatriz de Oliveira
(UFSCar)

Dedico esta dissertação.....

....A Deus, pela sua constante presença em minha vida, sempre me guiando.

....Aos meus pais, por todo amor, carinho e sacrifícios realizados para que eu pudesse

realizar os meus sonhos.

Agradecimentos

A Deus, por ter me proporcionado força e paciência. Pela sabedoria de ter me ajudado a traçar meu caminho e ter enviado pessoas maravilhosas para segui-lo ao meu lado.

*Aos meus pais, **Zilda e José**, por todo amor proporcionado e por serem meu braço direito, esquerdo e todo o resto sempre. Obrigada por terem me ensinado que para fazermos algo bem feito na vida devemos trabalhar duro e ser humilde para reconhecer que sabemos tão pouco e sempre podemos aprender. Minha eterna gratidão e admiração a vocês. Vocês são meu grande exemplo de vida!*

*Aos meus irmãos, **Juliana, Aninha e Rodrigo**, pela amizade, paciência e ombros amigos. Para este trabalho, um agradecimento especial ao meu irmão pelo desenvolvimento de rotinas no Matlab e ajuda na definição de variáveis.*

*À minha **família**, por acreditar no meu potencial e pelo amor proporcionado. Em especial às minhas avós, **Rosalva e Rosa**, por terem criado nossa família com base no amor e na educação, mesmo com tantas dificuldades.*

*À minha orientadora, **Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha**, por ser uma profissional e uma pessoa admirável. Obrigada pelos grandes ensinamentos e pela amizade. Espero um dia alcançar sua excelência e ética profissional e pessoal.*

*À professora **Aline Martins de Toledo**, que me acompanhou no início, quando eu era aluna de Iniciação Científica. Obrigada pela paciência, pelos grandes ensinamentos e por tornar a área de pesquisa algo agradável.*

*À companheira de Mestrado **Sílvia Letícia Pavão**, que me acompanhou em todas as etapas deste projeto. Obrigada por estar presente nas dificuldades e nas alegrias.*

Às alunas de Iniciação Científica, **Camila, Gabriela, Raíssa, Katharina, Monica e Aline**, por toda ajuda prestada. Também agradeço por terem possibilitado a minha experiência de co-orientação e meu crescimento profissional.

À Profa. Dra. **Paula Henstchel Lobo da Costa** por ter aberto as portas do laboratório, pelos ensinamentos e discussões que contribuíram para o meu crescimento.

Ao professor Dr. **Paulo Roberto Pereira Santiago**, pelo auxílio nas definições metodológicas referentes à análise cinemática.

À Profa. Dra. **Tania de Fatima Salvini** por ter aberto as portas do seu laboratório e pelas correções que auxiliaram de forma significativa para o crescimento do trabalho.

À aluna de Doutorado **Mariana Arias Avila** por ter nos ensinado a utilizar o dinamômetro isocinético e pela coleta dos dados de confiabilidade.

Aos meus **queridos amigos** de São Carlos por serem pessoas admiráveis e constantemente me estimularem a tentar ser uma pessoa melhor. Agradeço pela amizade, pela paciência e pela disponibilidade de me ajudarem a qualquer hora. Agradecimentos especiais à **Simoni** pelas correções no Português e explicações sobre cadeias musculares; **Vivian** por ter sido voluntária e auxiliar no uso do polar; **Rodrigo** pela paciência de me ensinar sobre cinemática e estatística; **Cleber** pela ajuda com a estatística. A **Gisele** pelo auxílio com os dados isocinéticos, estatística e eternas discussões que me proporcionaram grandes idéias. Muito obrigada pela força que me deram o tempo todo.

As minhas amigas de infância de São Paulo, **Carol, Marceli e Claudinha**. Obrigada pela torcida e pela amizade, mesmo eu estando sempre distante e muitas vezes ausente.

Às alunas e amigas do LADI, Ana Carolina, Carol, Fenandinha, Larissa, Joice, Silvia e Mariana, pelo companherismo, troca de experiências e por estarem sempre dispostas a nos ajudar no que fosse possível. Agradecimento especial à Ana Carolina e Carol por terem aberto as portas, por meio da produção de excelentes trabalhos, para todas nós que viemos depois.

Aos alunos e amigos do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da UFSCar (Andrea, Danieli, Lívia, Rosana, Michele, Sandra, Rodrigo, Giovanas, Paulinha, Carol, Gisele, Kelli, Kleber, Fernanda, Heloisa, Natália, Vivian, Cristiane, Silvia Cristina, Marcela e Mariana) por todo auxílio em diferentes etapas do desenvolvimento do trabalho, por compartilharem minhas aflições e minhas conquistas. Muito obrigada pela disposição em ajudar e pela amizade.

À FAPESP, pelo auxílio financeiro.

Aos membros da banca examinadora pelo aceite e contribuição no aprimoramento deste trabalho.

Em especial, agradeço às crianças e seus responsáveis, pela paciência e pelos momentos de risadas. Muito obrigada por terem me tornado uma profissional e uma pessoa melhor. Sem a colaboração de vocês este trabalho jamais teria sido realizado.

A todos que de alguma forma contribuíram para que esta dissertação pudesse ser desenvolvida.

Muito Obrigada a todos vocês.

SUMÁRIO

CONTEXTUALIZAÇÃO	1
Referências.....	8
ESTUDO 1. Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde em Crianças com Paralisia Cerebral	12
Introdução.....	13
Modelos de Saúde e Doença segundo a OMS.....	13
Bases Teóricas.....	16
CIF no Estudo de Crianças com PC.....	17
Implicações Clínicas.....	21
Considerações.....	23
Referências.....	25
ESTUDO 2. Cinemática da Atividade ST-DP em Crianças de 5 a 12 anos de idade	29
Introdução.....	30
Métodos.....	33
Resultados.....	44
Discussão.....	53
Conclusão.....	57
Referências.....	59
ESTUDO 3. Atividade ST-DP em Crianças com Paralisia Cerebral: Relação com o Torque e a Participação Social	62
Introdução.....	63
Métodos.....	66
Resultados.....	74
Discussão.....	82
Conclusão.....	88
Referências.....	90
CONSIDERAÇÕES FINAIS	95
APÊNDICES	98
APÊNDICE A. Manuscrito “ <i>Sit-to-stand movement in children with cerebral palsy: A critical review</i> ”.....	99

APÊNDICE B. Manuscrito “ <i>International Classification of Function, Disability and Health (ICF) in Children with Cerebral Palsy</i> ”.....	110
APÊNDICE C. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	117
APÊNDICE D. Protocolo de Avaliação Física Inicial.....	120
APÊNDICE E. Manuscrito “ <i>Reliability of isokinetic evaluation in passive mode for knee flexors and extensors in children without disabilities</i> ”.....	125
APÊNDICE F. Manuscrito “Normalização da curva de torque em avaliações isocinéticas ativo-assistidas em crianças típicas e com paralisia cerebral”.....	145
ANEXOS	157
ANEXO A. Parecer do Comitê de Ética.....	158

LISTA DE FIGURAS

ESTUDO 1

Figura 1. Modelo ICIDH.....	14
Figura 2. Modelo CIF.....	15

ESTUDO 2

Figura 1. Posicionamento das Câmeras e Iluminadores no Laboratório.....	35
Figura 2. Calibrador e Sistema de Referência.....	36
Figura 3. Posicionamento dos Marcadores Anatômicos e Posicionamento das Crianças na Cadeira.....	37
Figura 4. Representação dos ângulos utilizados entre os segmentos.....	39
Figura 5. Representação, por meio das curvas cinemáticas do tronco de uma criança, do início e fim da atividade ST-DP e das variáveis angulares.....	41
Figura 6. Representação das curvas cinemáticas de uma criança (9 anos).....	52

ESTUDO 3

Figura 1. Posicionamento da Criança no Dinamômetro Isocinético.....	69
Figura 2. Média do pico extensor nos membros afetado e sadio de crianças com PC e dominante e não dominante de crianças típicas.....	74
Figura 3 – Representação das curvas cinemáticas de uma criança típica e uma com PC.....	76
Figura 4 – Escores obtidos nas 12 dimensões da LIFE-H e Escore Total em crianças com PC e típicas.....	80

Figura 5. Exemplo da não-linearidade nas correlações encontradas entre as variáveis cinemáticas e o pico extensor de joelho.....81

LISTA DE TABELAS

ESTUDO 2

Tabela 1 - Valores angulares e Coeficiente de Variação dos membros dominante e não-dominante no Plano Sagital.....	46
Tabela 2 - Valores angulares e Coeficiente de Variação dos membros dominante e não-dominante no Plano Frontal.	47
Tabela 3 - Valores angulares e Coeficiente de Variação dos membros dominante e não-dominante no Plano Transverso.	48
Tabela 4 - Valores angulares e Coeficiente de Variação do Tronco.....	49
Tabela 5 - Duração das Fases e Duração Total da Atividade ST-DP.....	50

ESTUDO 3

Tabela 1 - Valores angulares em média e desvio padrão (DP) no Plano Sagital de crianças com PC e típicas.....	77
Tabela 2 - Valores angulares em média e desvio padrão (DP) no Plano Frontal de crianças com PC e típicas.....	78
Tabela 3 - Valores angulares em média e desvio padrão (DP) no Plano Transverso de crianças com PC e típicas.....	79
Tabela 4. Duração das Fases e Duração Total da Atividade ST-DP em crianças com PC e típicas.....	80
Tabela 5 – Resultados das correlações entre variáveis isocinéticas com as angulares e das regressões simples para as variáveis preditas.....	82

RESUMO

De acordo com os conceitos propostos pela Classificação de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF), o processo saúde-doença de um indivíduo deve ser considerado com base na interação entre as condições de suas funções e estruturas do corpo, a capacidade de executar atividades funcionais e a participação social. Com o intuito de compreender como estes componentes foram descritos na literatura, foi desenvolvido o estudo 1. Este visou revisar como estes componentes caracterizavam-se em crianças com Paralisia Cerebral (PC), a qual apresenta o diagnóstico mais freqüente em crianças. Constatou-se que poucos estudos buscaram compreender as relações entre os componentes da CIF e focaram o desempenho em atividades funcionais. Dentre estas atividades, pode-se destacar a sentado para de pé (ST-DP), a qual possui grande relevância para atividades de vida diária. A atividade ST-DP foi amplamente estudada na população adulta e idosa, porém poucos estudos foram encontrados na população infantil. Desta forma, foi desenvolvido o estudo 2 com o objetivo de caracterizar esta atividade em crianças típicas. Foram avaliadas 38 crianças, de 5 a 12 anos de idade, por meio de uma análise cinemática da atividade ST-DP. Observou-se que crianças típicas realizam esta atividade por meio da adoção de estratégias eficientes, utilizando componentes de movimento nos três planos de movimento e com comportamento diferente entre os membros dominante e não-dominante. Além disso, com o aumento da idade o movimento tornou-se mais consistente. Após a compreensão acerca desta habilidade em crianças típicas, foi possível compará-las com crianças com PC. Assim, teve origem o estudo 3, o qual objetivou comparar como crianças típicas e com PC executam a atividade ST-DP; assim como compreender as relações entre estas e a capacidade de gerar torque extensor de joelho e a participação social. Para isto, foram avaliadas 18 crianças típicas e 7 crianças com PC do tipo hemiparesia espástica classificadas como nível I e II de acordo com o GMFCS. A atividade ST-DP foi avaliada por meio de variáveis angulares e temporais; o torque extensor de joelho por meio de uma avaliação isocinética ativo-assistida no modo passivo, e a participação social por meio da LIFE-H. Constatou-se que crianças com PC possuem em relação às típicas menor capacidade de gerar torque extensor e menores escores na participação social de dimensões que refletem a capacidade de executar habilidades manuais e funções de linguagem. No entanto, as mesmas foram semelhantes para a execução da atividade ST-DP e para a participação social em dimensões que refletem a função motora grossa como mobilidade, condicionamento e recreação. Além disso, uma relação não-linear foi verificada entre pico de torque extensor de joelho e atividade ST-DP em crianças com PC.



CONTEXTUALIZAÇÃO

Com o intuito de compreender e identificar o processo saúde-doença de um indivíduo, a Organização Mundial de Saúde criou diversos modelos que sofreram alterações ao longo dos anos (Ustun et al., 2003; Battaglia et al., 2004; Badley, 2008). O modelo mais utilizado recentemente é denominado Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) (World Health Organization, 2001; Simeonson et al., 2003).

Segundo os conceitos propostos pela CIF, a funcionalidade e a incapacidade são consideradas como resultantes da interação entre três componentes: a disfunção apresentada pelo indivíduo nas funções e estruturas do corpo, a limitação de suas atividades funcionais e a restrição na participação social. Além disso, a CIF agrega os fatores contextuais que podem influenciar o desempenho em atividades e participação, os quais podem agir como facilitadores ou limitadores da funcionalidade de um indivíduo (World Health Organization, 2001).

Esses componentes interagem de maneira dinâmica, com a mudança em um deles podendo modificar um ou vários outros. Dessa forma, a CIF agrega uma nova visão do indivíduo, com o foco deixando de ser na causalidade das doenças e passando a ser no seu impacto na qualidade de vida (Buchalla, 2003; Badley et al., 2008; Ibragimova et al., 2009). Este modelo oferece um alicerce para coleta de dados em todos os componentes contribuintes para funcionalidade e incapacidade, e encoraja a exploração das associações e relações causais entre eles em diferentes populações (Ostensjo et al., 2004).

Dentre essas populações, de grande interesse para a pesquisa, encontram-se as crianças com diagnóstico de paralisia cerebral (PC); visto que compõem o grupo com desordem neuromotora mais comumente encontrada por terapeutas que trabalham com crianças (Bartlett e Birmingham, 2003). A PC é descrita como um grupo de desordens

no desenvolvimento do movimento e da postura, devido a lesões não progressivas no cérebro imaturo, que podem ocorrer durante o desenvolvimento fetal, ao nascimento ou no período pós-natal (Rosenbaum et al., 2007).

Esta lesão pode resultar em alterações na estrutura e função de diversos sistemas orgânicos, especialmente o sistema nervoso e secundariamente os sistemas muscular, sensorial, cardiorrespiratório, entre outros. As alterações presentes geralmente se manifestam com padrões específicos de postura e movimentos, que podem comprometer a execução de atividades de mobilidade, transferências de posturas e a participação na sociedade (Styer-Acevedo, 1999). Desta forma, a PC culmina em alterações nos três componentes da CIF, ou seja, leva a modificações em componentes de estrutura e função do corpo, como o aumento do tônus (Futagi e Suzuki, 2010; Pin et al., 2011) e a diminuição na força muscular (Scianni et al., 2009; Ferland et al., 2011); déficits na execução de atividades funcionais, como alterações nos padrões da marcha (Cauraugh et al., 2010); e menores índices de participação social, como diminuição nos escores obtidos em escalas funcionais (Stewart et al., 2011; Lindsay e McPherson, 2011).

Considerando estes fatores, um levantamento bibliográfico a respeito dos estudos que focaram os componentes da CIF em crianças com PC foi realizado, com a finalidade de compreender como estes se caracterizam nesta população, assim como investigar possíveis lacunas. Desta forma, o primeiro estudo desta dissertação foi realizado sendo intitulado “Classificação Internacional da Funcionalidade, Incapacidade e Saúde em Crianças com Paralisia Cerebral”. Por meio deste estudo, foi verificado que os componentes de estrutura e função do corpo da CIF foram os mais estudados em crianças com PC, com lacunas referentes às interações entre os mesmos e a execução de atividades funcionais e a participação social.

Dentre as atividades funcionais na qual as crianças com PC apresentam limitação, pode-se destacar a atividade sentado para de pé (ST-DP) (Seven et al., 2008). Esta se caracteriza como um dos movimentos mais comumente executados na rotina diária (Seven et al., 2008) e representa um componente fundamental da mobilidade funcional (Park et al., 2006). Também é considerada como um dos pré-requisitos para a aquisição de variadas atividades funcionais (Chou et al., 2003) e para a independência na vida diária (Roy et al., 2007).

A atividade ST-DP tem sido amplamente estudada em adultos saudáveis (Roebroek et al., 1994; Goulart e Valls-Sole, 1999; Hirschfeld et al., 1999), com patologias (Inkster et al., 2003; Lomaglio e Eng, 2005; Roy et al., 2007), assim como em indivíduos idosos (Alexander et al., 1991; Chou et al., 2003). Por meio destas análises, foi encontrado que a atividade ST-DP envolve grande demanda biomecânica (Lomaglio e Eng, 2005; Yoshioka et al., 2009); visto que exige a produção de grandes momentos nas articulações de joelho e tornozelo (Hennington et al., 2004; Yoshioka et al., 2009), associada a uma coordenação espacial e temporal adequada dos segmentos corporais (Riley et al., 1991; Bahrami et al., 2000; Sibella et al., 2003). Além disso, esta atividade requer do corpo a capacidade de manter um nível estável de coordenação neuromuscular para regular a transferência anterior e superior do centro de massa no início do movimento e em seguida um deslocamento posterior a fim de que se alcance a postura ereta (Seven et al., 2008).

Assim, a atividade ST-DP requer para sua execução, controle postural dinâmico para garantir o alinhamento dos segmentos corporais durante a transição de postura e o controle postural estático para dominar a estabilidade nas posturas sentada e em pé (Schultz, 1992; Chou et al., 2003; Gam et al., 2008). Também requer a produção de

força muscular (Kim e Eng, 2003; Inkster et al., 2003; Lomaglio e Eng, 2005) e ativação muscular sinérgica (Roy et al., 2007; Prosser et al., 2010).

Apesar dos conhecimentos adquiridos a respeito da biomecânica da atividade ST-DP em adultos, poucos estudos focaram a investigação desta atividade na população infantil (Cahill et al., 1999; McMillan e Scholz, 2000). Estes estudos investigaram o processo de aquisição desta habilidade (McMillan e Scholz, 2000; da Costa et al., 2010), compararam crianças na fase de aquisição com crianças mais experientes (Cahill et al., 1999) e crianças típicas com adultos (Guarrera-Bowlby e Gentile, 2004).

No entanto, poucos estudos caracterizam a atividade ST-DP em crianças com maior tempo de prática. Desta forma, o segundo estudo intitulado “Cinemática da Atividade ST-DP em Crianças de 5 a 12 anos de Idade” foi realizado, com a finalidade de caracterizar a atividade ST-DP em crianças típicas após um longo período de prática. Este estudo auxiliou-nos a compreender os padrões de movimento usualmente utilizados pela população infantil; possibilitando a comparação com crianças com alterações neuromotoras, como crianças com PC.

De acordo com uma revisão realizada pelo nosso grupo (dos Santos et al., 2011 – Apêndice A), foi possível notar que alguns estudos anteriores já investigaram a atividade ST-DP em crianças com PC. Estes focaram a sua caracterização em crianças com PC (Park et al., 2003; Rodby-Bousquet e Hagglund, 2010; Yonetsu et al., 2009); a influência de fatores extrínsecos na sua execução (Wilson et al., 1997; Park et al., 2004; Hennington et al., 2004; Liao et al., 2010) e a utilização desta em processos de intervenção (Park et al., 2006; Liao et al., 2007; 2010).

Por meio destes estudos, foi demonstrado que crianças com PC possuem momentos reduzidos nos grupos extensores do joelho e quadril, e, conseqüentemente, movimentos compensatórios, tais como maior rotação pélvica e extensão abrupta de

joelho; e menor velocidade durante a execução da atividade ST-DP (Park et al., 2003). Além disso, estas crianças apresentam maior variabilidade na forma de executá-la quando comparadas com crianças típicas da mesma idade (Hennington et al., 2004).

Para explicar as alterações encontradas em crianças com PC na execução da atividade ST-DP, estudos anteriores sugeriram que os fatores responsáveis pelas mesmas poderiam ser a menor geração de torque muscular, o pobre controle motor seletivo e as pobres reações posturais antecipatórias presentes em crianças com PC (Park et al., 2003; Hennington et al., 2004). Dentre estes fatores, a diminuição na capacidade de gerar torque muscular tem sido freqüentemente associada à adoção de estratégias e padrões de movimentos alterados na execução da atividade ST-DP. Em adultos com debilidades motoras, a menor geração de torque muscular tem sido relacionada a uma menor velocidade para a execução da atividade ST-DP e a adoção de estratégias compensatórias como maior flexão anterior do tronco e do quadril (Butler et al., 1991; Inkster, 2003; Lomaglio e Eng, 2005).

No entanto, não foi encontrado na literatura pesquisada até o momento, estudo que relacionasse a produção de torque muscular com a realização de uma atividade específica, como a ST-DP, em crianças com PC. Dessa forma, a questão do quanto à diminuição na capacidade de gerar torque muscular relaciona-se com a execução desta atividade em crianças com PC foi levantada. O conhecimento desta relação permite verificar o quanto a deficiência na estrutura e função do corpo pode afetar a realização de atividades funcionais, como a atividade ST-DP, comumente realizada na rotina diária.

Além desta relação, o impacto destes componentes sobre a participação do indivíduo na sociedade em que vive não foi investigada em crianças com PC. Estudos com adultos e idosos verificaram que limitações na execução da atividade ST-DP estão

altamente relacionadas à maior dependência nas atividades da vida diária, maior recorrência de quedas e menores índices de qualidade de vida (Janssen et al., 2002). Além disso, foi relatado que crianças com PC apresentam menores escores em escalas de participação social quando comparadas a indivíduos sem debilidades neuromotoras (Imms, 2008; Norlin et al., 2010).

O conhecimento acerca das relações entre capacidade de gerar torque muscular, os padrões de movimentos utilizados para a execução da atividade ST-DP e a participação social permite o desenvolvimento de um quadro mais amplo sobre a saúde e potencialidades do indivíduo. Apesar de estudos anteriores terem verificado as características cinemáticas e cinéticas (Park et al., 2003; Hennington et al., 2004) da atividade ST-DP em crianças com PC, as relações entre os três componentes da CIF ainda não foi analisada quando considerada esta atividade.

Dessa forma, o terceiro estudo desta dissertação, intitulado “Atividade ST-DP em Crianças com Paralisia Cerebral: Relação com o Torque e a Participação Social“, teve origem. Este teve por objetivo verificar a relação da atividade ST-DP, representando a dimensão de atividade funcional; com a geração de torque muscular, componente da dimensão estrutura e função do corpo; e com a participação do indivíduo na sociedade, em crianças com PC. Além disso, este estudo teve por finalidade comparar os dados encontrados entre crianças com PC e típicas.

O conhecimento de como os componentes de funcionalidade e incapacidade interagem permite uma melhor fundamentação a respeito de propostas de reabilitação e de inserção social mais realistas e focadas nos objetivos funcionais da criança; visto que a qualidade de vida do indivíduo na sociedade na qual está inserido é o foco da aplicação de intervenções clínicas.

REFERÊNCIAS

- Alexander NB, Schultz AB, Warwick DN. *Rising from a chair: effects of age and functional ability on performance biomechanics. Journal of Gerontology* 1991; 46:91–98.
- Badley EM. *Enhancing the conceptual clarity of the activity and participation components of the International Classification of Functioning, Disability, and Health. Social Science Medicine* 2008; 66:2335–2345.
- Bahrami F, Riener R, Jabedar-Maralani P, Schmidt G. *Biomechanical analysis of sit-to-stand transfer in healthy and paraplegic subjects. Clinical Biomechanics* 2000; 15:123–133
- Bartlett DJ, Birmingham T. *Validity and Reliability of a Pediatric Reach Test. Pediatric Physical Therapy* 2001; 5: 84-92.
- Battaglia M, Russo E, Bolla A, Chiusso A, Bertelli S, Pellegri A, Borri G, Martinuzzi A. *International Classification of Functioning, Disability and Health in a cohort of children with cognitive, motor, and complex disabilities. Developmental Medicine and Child Neurology* 2004; 46:98–106.
- Buchalla CM. *A Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde. Acta Fisática* 2003; 10:29–31.
- Butler PB, Nence AV, Major RE. *Biomechanics of transfer from sitting to the standing position in some neuromuscular diseases. Physiotherapy* 1991; 77:521-525.
- Cahill BM, Carr JH, Adams R. *Inter-segmental coordination in sit-to-stand: age cross-sectional study. Physiotherapy research international: the journal for researchers and clinicians in physical therapy* 1999; 4:12-27.
- Cauraugh JH, Naik SK, Hsu WH, Coombes SA, Holt KG. *Children with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis on gait and electrical stimulation. Clinical Rehabilitation* 2010; 24:963-78.
- Chou S, Wong M, Leong C, Hong W, Tang F, Lin T. *Postural Control during Sit-to-Stand and Gait in Stroke Patients. American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 2003; 82: 42-47.
- da Costa CSN. *Desenvolvimento da Habilidade Sentado para em Pé em crianças. Dissertação de mestrado não publicada. Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, Brasil. 122 pp. 2010.*
- dos Santos AN, Pavão SL, Rocha NACF. *Sit-to-stand movement in children with cerebral palsy: A critical review. Research in Developmental Disabilities* 2011; 32:2243-52.
- Ferland C, Lepage C, Moffet H, Maltais DB. *Relationships Between Lower Limb Muscle Strength and Locomotor Capacity in Children and Adolescents with Cerebral Palsy Who Walk Independently. Physical Occupation Therapy in Pediatrics* 2011; in press.
- Futagi Y, Suzuki Y. *Neural mechanism and clinical significance of the plantar grasp reflex in infants. Pediatric Neurology* 2010; 43:81-86.

- Gam SM, Tung LC, Tang YH, Wang C H. *Psychometrics properties of functional balance assessment in children with cerebral palsy*. Neurorehabilitation and Neural Repair 2008; 22:745–753.
- Goulart FR, Valls-Solé J. *Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement*. Clinical Neurophysiology 1999; 110:1634-1640.
- Guarrera-Bowlby PL, Gentile AM. *Form and Variability during Sit-to-Stand Transitions: Children Versus Adults*. Journal of Motor Behavior 2001; 36:104-114.
- Hennington G, Johnson M, Penrose J, Kory M. *Effect of bench height on sit-to-stand in children without disabilities and children with cerebral palsy*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2004; 85:70-76.
- Hirschfeld H, Thorsteinsdottir M, Olsson E. *Coordinated ground forces exerted by buttocks and feet are adequately programmed for weight transfer during sit-to-stand*. Journal of Neurophysiology 1999; 82:3021-9.
- Ibragimova N, Granlund M, Bjorck-Akesson E. *Field trial of ICF version for children and youth (ICF-CY) in Sweden: Logical coherence, developmental issues and clinical use*. Developmental Neurorehabilitation 2009; 12:3–11.
- Imms C. *Children with cerebral palsy participate: A review of the literature*. Disability and Rehabilitation, 2008; 30:1867–1884.
- Inkster L, Eng JJ, MacIntyre DL, Stoessl AJ. *Leg muscle torque is reduced in Parkinson's disease and relates to the ability to rise from a chair*. Movement Disorders 2003; 18:157–62.
- Janssen W, Bussman H, Stam H. *Determinants of the sit-to-stand movement: a review*. Physical Therapy 2002; 82:866-879.
- Kim MC, Eng JJ. *The Relationship of Lower-Extremity Muscle Torque to Locomotor Performance in People With Stroke*. Physical Therapy 2003;83:49–57.
- Liao HF, Liu YC, Liu WY, Lin YT. *Effectiveness of load sit-to-stand resistance exercise for children with mild spastic diplegia: a randomized clinical trial*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2007; 88:25–31.
- Liao HF, Gan SM, Lee HJ, Kim D. *Effects of Weight Resistance on the Temporal Parameters and Electromyography of Sit-to-Stand Movements in Children With and Without Cerebral Palsy*. American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation 2010; 89:99– 106.
- Lindsay S, McPherson AC. *Strategies for improving disability awareness and social inclusion of children and young people with cerebral palsy*. Child Care Health Development 2011, *in press*.
- Lomaglio MJ, Eng JJ. *Muscle strength and weight-bearing Symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke*. Gait and Posture 2005; 22:126–131.
- McMillan AG, Scholz J. *Early coordination for sit-to-stand task*. Human Movement Science 2000; 19:21-57.
- Norlin M, Palisano RJ, Chiarello LA, Kang LJ, Polansky Almasri MN, Maggs J. *Participation in home, extracurricular, and community activities among children and young people with cerebral palsy*. Developmental Medicine and Child Neurology 2010; 52:160–166.

- Ostensjo S, Carlberg EB, Vollestad MK. *Motor impairments in young children with cerebral palsy: relationship to gross motor function and everyday activities*. *Developmental Medicine and Child Neurology* 2004; 46:580–589.
- Park ES, Park C, Chang HC, Park CW, Lee DS. *The effect of botulinum toxin type A injection into the gastrocnemius muscle on sit-to-stand transfer in children with spastic diplegic cerebral palsy*. *Clinical Rehabilitation* 2006; 20:668-674.
- Park ES, Park C, Chang HJ, Choi JE, Lee DS. *The effect of hinged ankle-foot orthoses on sit-to-stand transfer in children with spastic cerebral palsy*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2004; 85:2053–2057.
- Park ES, Park C, Lee HJ, Kim D. *The characteristics of sit-to-stand transfer in young children with cerebral palsy based on kinematic and kinetic data*. *Gait and Posture* 2003; 17:43-49.
- Pin TW, McCartney L, Lewis J, Waugh MC. *Use of intrathecal baclofen therapy in ambulant children and adolescents with spasticity and dystonia of cerebral origin: a systematic review*. *Developmental Medicine and Child Neurology* 2011; 53:885-95.
- Prosser, LA, Lee SC, Barbe MF, VanSant AF, Lauer RT. *Trunk and hip muscle activity in early walkers with and without cerebral palsy: a frequency analysis*. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010, 20:851–859.
- Riley PO, Schenkman ML, Mann RW, Hodge WA. *Mechanics of a constrained chair rise*. *Journal of Biomechanics* 1991; 24:75–85.
- Rodby-Bousquet, E, Hagglund G. *Sitting and standing performance in a total population of children with cerebral palsy: a cross-sectional study*. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2010; 11:1–8.
- Roebroek ME, Doorenbosch CAM, Harlaar J, et al. *Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer*. *Clinic Biomechanics* 1994; 9:235–44.
- Rosenbaum P, Paneth N, Levinton A, Goldstein M, Bax M, Damiano D, et al. *A Report: the Definition and Classification of Cerebral Palsy*. *Development Medicine and Child Neurology* 2007; 109:8–14.
- Roy G, Nadeau S, Gravel D, Pottie F, Malouin F, McFadyen BJ. *Side Differences in the Hip and Knee joint Moments during Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Tasks in Individuals with Hemiparesis*. *Clinical Biomechanics* 2007; 22:795-804.
- Schultz AB, Alexander NB, Ashton-Miller JA. *Biomechanical analysis of rising from a chair*. *Journal of Biomechanics* 1992; 25:1383–1391.
- Seven YB, Akalan NE, Yucesoy CA. *Effects of back loading on the biomechanics of sit-to-stand motion in healthy children*. *Human Movement Science* 2008; 27:65–79.
- Scianni A, Butler JM, Ada L, Teixeira-Salmela LF. *Muscle strengthening is not effective in children and adolescents with cerebral palsy: a systematic review*. *Australian Journal of Physiotherapy* 2009; 55:81-87.
- Sibella F, Galli M, Romei M, Montesano A, Crivellini M. *Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects*. *Clinical Biomechanics* 2003; 18:745-750.
- Simeonsson RJ, Leonardi M, Lollar D, Bjorck-Akesson E, Hollenweger J, Martinuzzi A. *Applying the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) to measure childhood disability*. *Disability and Rehabilitation* 2003; 25:602–610.

Stewart DA, Lawless JJ, Shimmell LJ, Palisano RJ, Freeman M, Rosenbaum PL, Russell DJ. *Social Participation of Adolescents with Cerebral Palsy: Trade-offs and Choices*. Physical Occupational Therapy in Pediatric 2011, *in press*.

Styer-Acevedo J. *Physical therapy for the child with cerebral palsy*. In: Tecklin, j. Editor. *Pediatric Physical Therapy* (3^a ed.). Philadelphia: Lippincott Williams e Wilkins, 1999, p. 107 – 162.

Ustün TB, Chatterji S, Bickenbach J, Kostanjsek N, Schneider M. *The International Classification of Functioning, Disability and Health: A new tool for understanding disability and health*. *Disability and Rehabilitation* 2003; 25:565–571.

Wilson, H, Haidere N, Song K, Telford D. *Ankle foot orthoses for perambulatory children with spastic diplegia*. *Journal of Pediatric Orthopedics* 1997; 17:370– 376.

World Health Organization. *ICF: International Classification of Functioning, Disability and Health*. Geneva: WHO; May 2001.

Yonetsu R, Nitta O, Surya J. “*Patternizing*” *standards of sit-to-stand movements with support in cerebral palsy*. *NeuroRehabilitation* 2009, 25:289–296.

Yoshioka S, Nagano A, Hay DC, Fukashiro S. *Biomechanical Analysis of the relation between movement time and joint moment development during a sit-to-stand task*. *BioMedical Engineering OnLine* 2009, 8: 1- 9.

ESTUDO 1



CLASSIFICAÇÃO INTERNACIONAL DE FUNCIONALIDADE, INCAPACIDADE E SAÚDE EM CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL

Estudo baseado no artigo "*International Classification of Function, Disability and Health (CIF) in Children with Cerebral Palsy*". *Disability and Rehabilitation*, 42(2): 27-134, 2011. Adriana Neves dos Santos, Silvia Leticia Pavão,

Ana Carolina de Campos, Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha (APÊNDICE B).

Introdução

A avaliação de crianças com Paralisia Cerebral (PC) e as intervenções propostas para esta população tem sido modificadas ao longo dos anos de acordo com alterações na conceitualização da funcionalidade e da incapacidade. Modelos recentes começaram a ser aplicados nas áreas clínica e de pesquisa devido a sua relevância para a prática baseada em evidências. Nesta revisão, descrevemos os modelos de deficiência e incapacidade segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS) e seus pressupostos teóricos. Além disso, pretendemos descrever como estes conceitos recentes têm sido aplicados na avaliação de crianças com PC e suas implicações clínicas. O conhecimento acerca destes conceitos é importante para otimizar estratégias de reabilitação baseadas em melhorias na qualidade de vida de crianças com PC e suas famílias.

Modelos de Saúde e Doença segundo a OMS

A Organização Mundial da Saúde (OMS) publicou uma série de classificações com a finalidade de codificar as informações sobre aspectos de funcionalidade e incapacidade. Em 1980, a OMS publicou a Classificação Internacional de Deficiências, Incapacidades e Disfunção (ICIDH), com o objetivo de fornecer um código para as conseqüências de uma doença [1,2,3]. Neste sentido, a ICIDH representou um avanço em relação a Classificação Internacional de Doenças (CID), a qual classificava os indivíduos apenas com base em sua patologia e os mecanismos fisiológicos responsáveis por ela [1,4].

A ICIDH representou um modelo no qual as doenças foram relacionadas aos seus impactos sobre a funcionalidade e a capacidade de um indivíduo para engajar-se na sociedade (Figura 1). As doenças eram vistas como deficiências que levavam a incapacidades e desvantagens de uma forma linear e direta [5,6]. Portanto, a ICIDH

focava as conseqüências de doenças, ao invés da saúde e funcionalidade de um indivíduo [4]. Além disso, o ambiente era considerado um fator secundário na determinação da condição de saúde.



Figura 1 – Modelo ICIDH.

O modelo proposto no ICIDH foi baseado no modelo biomédico do processo saúde-doença, no qual o papel dos profissionais da saúde era descobrir e propor tratamento das deficiências apresentadas pelo indivíduo, a fim de prevenir o surgimento de incapacidades. Portanto, mudanças físicas, sociais e políticas no ambiente no qual as pessoas com deficiência viviam não eram abordadas [7,8,9].

Em face das limitações presentes no modelo ICIDH, um esforço internacional foi conduzido para revisá-lo e reestruturá-lo. Conseqüentemente, um novo modelo foi concebido, sendo nomeado Classificação Internacional da Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF). Este focou na codificação do processo saúde-doença de forma mais ampla, considerando todas as dimensões relacionadas às experiências vividas por uma pessoa no seu processo saúde-doença (Figura 2) [5,10].

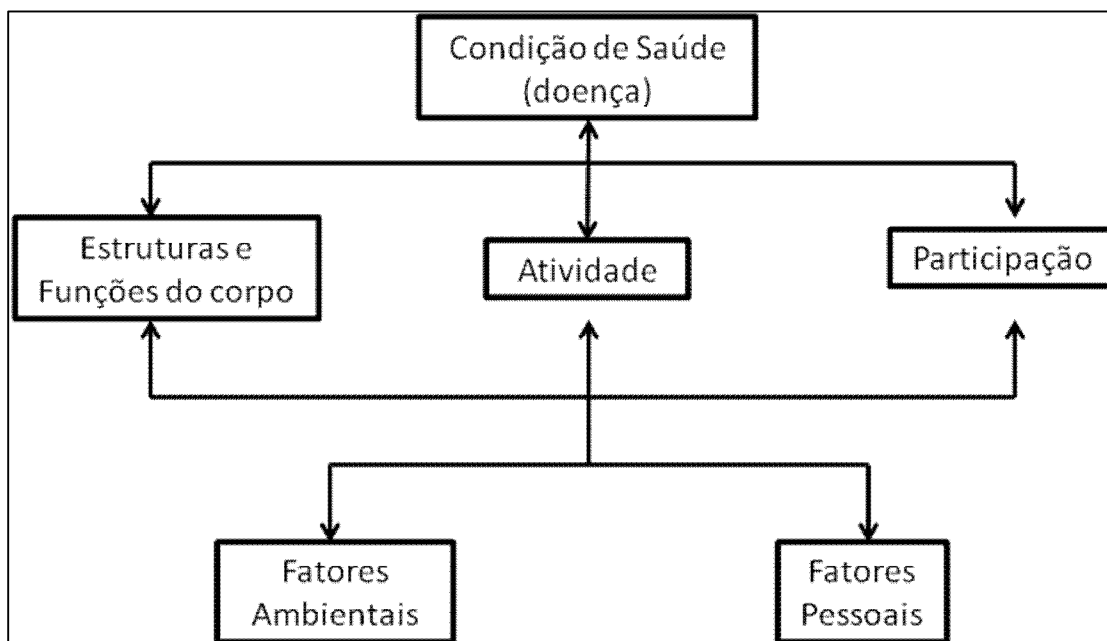


Figura 2 – Modelo CIF

A CIF foi desenvolvida por meio de um processo de colaboração em nível mundial. Após sua revisão, foi aprovada pela Assembléia da Organização Mundial da Saúde em Maio de 2001 [1]. A versão infantil da CIF foi criada em 2007, sendo nomeada Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde para Crianças e Adolescentes (CIF-CY). A CIF-CY utiliza o mesmo modelo da CIF, e enfoca a participação da criança em atividades da vida diária, assim como em atividades necessárias para a funcionalidade na comunidade [9,11].

De acordo com CIF, os determinantes da saúde e doença são compostos pelos domínios de funcionalidade e incapacidade e pelos fatores contextuais. O domínio de funcionalidade e incapacidade é formado pelas interações dinâmicas entre os domínios de estruturas e funções do corpo, de atividades e de participação. Os fatores contextuais incluem os fatores ambientais e pessoais que podem influenciar a incapacidade e a saúde de um indivíduo [2,10,11,12].

O modelo proposto pela CIF considera que as condições de saúde são originadas da interação entre todos esses componentes. Portanto, os processos de avaliação e de intervenção devem enfatizar o impacto das condições de saúde nas estruturas e funções do corpo, assim como na forma como os indivíduos executam suas atividades funcionais e participam na sociedade em que vivem. Além disso, a influência de fatores contextuais deve ser considerada [2,3,10,11,12].

Atualmente, a CIF é tida como um modelo conceitual de funcionalidade e incapacidade que tem sido cada vez mais utilizado nas áreas clínica e de pesquisa. A aplicação deste modelo é relevante para a prática baseada em evidências, visto que fornece uma base para a avaliação e para a determinação de metas de intervenção.

Bases Teóricas

A CIF é baseada na integração de dois modelos conceituais propostos para explicar a deficiência. O primeiro modelo é o modelo médico, no qual a deficiência é vista como um desvio da normalidade [13]. De acordo com este modelo, a deficiência é diretamente causada por uma alteração no estado de saúde e é um problema focado no indivíduo. Portanto, a avaliação e a intervenção devem priorizar melhorias nas estruturas e funções do corpo; e o principal objetivo é a recuperação da saúde [1].

Por outro lado, o segundo modelo; o modelo social; considera a deficiência como uma questão política. De acordo com este modelo, a deficiência é uma limitação na total integração de um indivíduo na sociedade. Assim, a reabilitação deve priorizar modificações ambientais; com o objetivo principal sendo permitir a plena participação do indivíduo no meio em que vive [1,13].

Ambos os modelos foram relevantes para a conceitualização da deficiência, uma vez que consideraram os fatores intrínsecos e extrínsecos relacionados à condição de

saúde. No entanto, havia uma lacuna no conhecimento sobre a relação entre esses fatores [13]. Assim, foi proposto um terceiro modelo baseado na integração dos modelos médico e social, incluindo os fatores psicológicos e ambientais que poderiam influenciar as condições de saúde. Este foi nomeado modelo biopsicosocial [1,13].

De acordo com a abordagem biopsicosocial, os processos de avaliação e reabilitação devem considerar os aspectos corporais, individuais e sociais da condição de saúde, assim como os fatores ambientais que podem influenciá-los. O objetivo principal, desta forma, é alcançar a capacidade ideal e a plena participação do indivíduo em todas os aspectos da vida [8,14].

Considerando que a CIF foi baseada no modelo biopsicosocial, sua estrutura destaca todos os componentes que podem influenciar a incapacidade e a saúde. Estes componentes são compostos por fatores intrínsecos e extrínsecos ao indivíduo, e a aquisição do conhecimento sobre a relação entre eles é encorajada [1].

CIF no Estudo de Crianças com PC

De acordo com os conhecimentos adquiridos ao longo dos anos no campo de pesquisa e o desenvolvimento dos modelos conceituais de deficiência; mudanças em relação à forma de propor avaliações ou intervenções clínicas para crianças com PC também foram ocorrendo [4]. Após o surgimento da CIF, os pesquisadores passaram a desenvolver estudos sobre a funcionalidade e a incapacidade, bem como sobre a influência de fatores contextuais sobre as condições de saúde de crianças com PC.

O domínio de funcionalidade e incapacidade mais estudado e descrito em crianças com PC é o de “estruturas e funções do corpo” [15]. Este é definido como as funções fisiológicas dos sistemas corporais e as partes anatômicas do corpo. As

alterações neste domínio são chamadas de deficiências, ou seja, são caracterizadas com um desvio significativo ou perda em relação ao padrão normativo [2,8,12].

Estudos têm relatado que crianças com PC apresentam deficiências em vários sistemas do corpo, incluindo os sistemas nervoso, respiratório, cardiovascular e músculo-esquelético. O principal fator limitante em crianças com PC é a falta de coordenação da ativação muscular; caracterizada por diminuição no recrutamento de unidades motoras e menores taxas de disparo [16,17]; assim como a presença de co-contracção dos músculos agonistas e antagonistas em torno das articulações [18]. Portanto, a presença de espasticidade, fraqueza [19,21] e encurtamento muscular [22,23], assim como déficits na coordenação [24,25] e no equilíbrio [26,27] têm sido relatados nesta população.

Todas essas deficiências modificam as propriedades morfológicas e estruturais do músculo [28]. Estudos com técnicas imunohistoquímicas revelaram aumento do tecido adiposo intramuscular [17], acúmulo de colágeno tipo I no músculo espástico [18,29], e hipotrofia de fibras musculares tipo I e II em crianças com PC [17,30,31,32]. Além disso, estudos com ressonância magnética e ultrassonografia têm evidenciado redução no tamanho muscular caracterizada por alterações no volume, no comprimento, na área de secção transversa e na espessura muscular [16,23,24].

O segundo domínio mais estudado foi o de "atividade". De acordo com a CIF, este domínio é definido como a execução de uma tarefa ou ação por um indivíduo. Dificuldades no domínio de atividade são referidos como limitações funcionais [2,8,11,12].

Estudos têm relatado que crianças com PC possuem limitações na realização de diversas atividades funcionais. Essas crianças geralmente apresentam alterações em padrões de movimento e possuem maior duração para executar atividades funcionais,

como a marcha [34,35], a atividade ST-DP [36,37] e o alcance manual [38,39]. Além disso, apresentam menores pontuações em escalas de avaliação da função motora grossa e da função motora fina [40,41].

Apesar do amplo conhecimento acerca dos domínios de estruturas e funções do corpo e de atividade em crianças com PC; o domínio de participação tem sido o menos estudado. De acordo com a CIF, a participação é descrita como o envolvimento de um indivíduo em uma situação de vida. Alterações na maneira de engajar-se em atividades da vida diária são definidas como restrições na participação [2,8,12,42].

Diversas escalas de avaliação têm sido utilizadas para o estudo do domínio de participação em crianças com PC. No entanto, não há instrumento que abranja de forma específica o domínio de participação conforme definido pela CIF [42,43,44,45,46]. De acordo com estudos anteriores, crianças com PC obtêm menores escores de participação do que seus pares típicos [14,47,48]; usualmente estão engajadas em atividades restritas ao ambiente interno e sedentárias [42,48,49]. Assim, crianças com PC também apresentam tanto limitação na execução de atividades como restrições na participação.

O conhecimento sobre como cada domínio da funcionalidade e da incapacidade é caracterizado em crianças com PC evidenciaram que esta engloba uma série de condições com vários níveis de gravidade [15]. Embora os estudos sobre como cada domínio é caracterizado seja relevante para a compreensão de como fatores específicos são apresentados na PC; as relações entre os domínios da CIF devem ser investigadas.

No entanto, poucos estudos focaram essas relações. As relações mais frequentemente estudadas têm sido entre espasticidade e força muscular com o desempenho em atividades da função motora grossa e a análise da marcha [20,50]. Estudos sugeriram que a força muscular e a espasticidade parecem afetar o desempenho funcional [20,51,52]. Além disso, diminuições na amplitude de movimento articular e

no controle motor seletivo também tem sido relacionadas com a limitação de atividades (Ostensjø et al., 2004; Ballaz et al., 2010).

Quanto às interações entre os domínios de participação e os outros; os estudos presentes na literatura pesquisada são mais escassos. Dentre estes, foi relatado uma complexa inter-relação na qual a limitação na execução de atividades, como menores pontuações na Medida da Função Motora Grossa (GMFM), e o comprometimento em estruturas e funções do corpo, tais como a espasticidade, foram relacionadas à restrição na participação social [14,55,56].

Além da inter-relação entre os domínios de funcionalidade e incapacidade; os fatores contextuais que podem influenciá-los também devem ser considerados. De acordo com a CIF, os fatores ambientais consistem das condições físicas, sociais e ambientais nas quais as pessoas vivem e conduzem suas vidas [10].

Estudos relataram que os fatores ambientais influenciam a participação de crianças com PC. Hammal et al. [57] demonstrou que houve variação no nível de participação conforme o bairro no qual a criança com PC vivia. Os autores sugeriram que a especificidade do ambiente poderia facilitar ou restringir a participação. Outro estudo relatou que as habilidades funcionais, a assistência do cuidador e as modificações ambientais estão relacionados com o desempenho em atividades da vida diária ([58].

Além disso, tem sido demonstrado que a participação de crianças com PC é influenciada por fatores ambientais (por exemplo, transporte, acessibilidade e orientação educacional), bem como por deficiências intrínsecas ao indivíduo, tais como o nível GMFCS [59,60], a idade e a gravidade das deficiências motoras grossa e fina [58].

Estes estudos permite-nos observar que tanto os domínios de funcionalidade e incapacidade como os fatores ambientais podem influenciar a condição de saúde em

crianças com PC. Isto destaca a importância de considerar-se os aspectos ambientais além dos fatores intrínsecos durante a avaliação e a intervenção de crianças com PC. Além disso, estudos que enfoquem as relações entre os componentes da CIF devem ser incentivados.

Implicações Clínicas

Os conceitos apresentados pela CIF têm sido utilizados nos processos de avaliação e reabilitação de crianças com PC. De acordo com a sua abordagem, alguns conceitos devem ser enfatizados.

Primeiramente, todos os aspectos que podem influenciar a condição de saúde devem ser considerados na avaliação de crianças com PC, considerando a visão da CIF de que todos os domínios estão inter-relacionados [4,10,11]. Assim, a avaliação não deve focar somente a presença de alterações em estruturas e funções do corpo, mas também as atividades que as crianças conseguem realizar, como participam do meio em que vivem e os fatores ambientais que podem facilitar ou dificultar sua participação na sociedade [11,56].

Em segundo lugar, tanto as capacidades funcionais como as limitações em crianças com PC devem ser enfatizadas [4]. O processo de avaliação deve identificar aquilo que as crianças podem ou não podem fazer no ambiente onde vivem, bem como as restrições no ambiente que limitam o seu desempenho e a participação na sociedade [61]. Portanto, os fatores positivos e negativos que podem ser modificados para a melhoria na qualidade de vida devem ser adquiridos no processo de avaliação, visto que os mesmos podem ser utilizados como metas para a reabilitação [62].

Além disso, cada criança deve ser avaliada de forma individual, considerando suas capacidades e limitações específicas [63]. Tanto a criança como a sua família

possuem expectativas individuais quanto ao processo de reabilitação que, por sua vez, estão relacionados a aspectos culturais e sociais [4]. Foi demonstrado que os valores e as crenças influenciam a participação de uma criança na sociedade [64]. Portanto, todos esses fatores devem ser considerados quando as metas de reabilitação forem traçadas; com a escolha das abordagens de intervenção a serem aplicadas em cada criança sendo realizada de acordo com as suas necessidades.

Outro conceito que emerge desta abordagem é que cada capacidade e limitação da criança modifica-se ao longo do tempo, seja em função de mudanças individuais (por exemplo, idade e crescimento) ou de modificações no ambiente (por exemplo, lugar de habitação ou mudança de uma comunidade ou de uma escola). Portanto, a avaliação deve ser feita tanto ao longo do desenvolvimento da criança como durante o processo de reabilitação [65].

Em terceiro lugar, o ambiente no qual a criança vive é fundamental para a determinação de sua condição de saúde [53,58,66]. A relação entre a criança e seu ambiente permite-a explorar e processar informações aferentes para que, posteriormente, os movimentos mais eficientes e adaptáveis para o engajamento na sociedade possam ser selecionados [67,68]. Assim, os fatores contextuais presentes na vida das crianças podem facilitar ou dificultar a sua participação na sociedade [53]. Portanto, tanto durante a avaliação como durante a reabilitação, esses fatores devem ser considerados de forma que barreiras possam ser minimizadas e adaptações ao ambiente realizadas.

A CIF aborda os fatores contextuais na determinação da saúde de um indivíduo,, fortalecendo a idéia de que mudanças sociais e políticas devem ser considerados no processo de reabilitação [2,11,12]. Por exemplo, estudos anteriores relataram que dispositivos de assistência poderiam facilitar o desempenho da criança em atividades

funcionais [53,57]. Portanto, as abordagens de intervenção não devem ser centradas apenas na criança, mas também nas restrições apresentadas pelo ambiente no qual vivem.

Por último, o processo de reabilitação deve considerar a melhoria na qualidade de vida, enfatizando o que uma criança pode e deseja executar dentro do ambiente em que vive [4]. Isto significa que as escolhas das estratégias de reabilitação são focadas no envolvimento da criança nas atividades diárias, em vez da correção do seu desvio da normalidade. Portanto, a recuperação e a adaptação ao ambiente são igualmente importantes para as abordagens de intervenção que priorizam o maior engajamento social de crianças com PC.

Considerações

Foi possível observar que crianças com PC apresentam deficiências nas estruturas e funções do corpo, limitações na execução de atividades funcionais e restrição na participação social. Além disso, o ambiente no qual a criança vive tem um papel crucial sobre a participação social. Portanto, fatores individuais e ambientais influenciam a condição de saúde de crianças com PC.

Todos esses aspectos estão de acordo com os conceitos propostos pela CIF [5,10]. Além disso, estes conceitos estão de acordo com os pressupostos teóricos utilizados para explicar o desenvolvimento e o refinamento de habilidades motoras. De acordo com esses conceitos, o movimento ou o comportamento emerge das interações entre os vários sistemas orgânicos da criança, as características da tarefa e as especificidades do contexto ambiental [68,69]. Portanto, as alterações intrínsecas inerentes ao indivíduo (por exemplo, o peso corporal e a fraqueza muscular) e as modificações no meio ambiente e nas atividades diárias (por exemplo, gravidade e tipo

de piso) influenciam o modo como um movimento é realizado e, conseqüentemente, a participação da criança na sociedade.

No entanto, poucos estudos têm verificado a inter-relação entre os fatores contextuais e os domínios de funcionalidade e incapacidade em crianças com PC. A compreensão sobre esta relação permitiria a aquisição do conhecimento de abordagens especificamente projetadas para as necessidades da criança. Assim, a abordagem proposta pela CIF é importante para a avaliação da criança com PC e para a determinação de estratégias de reabilitação que priorizem a melhoria na qualidade de vida e a participação na sociedade [70,71].

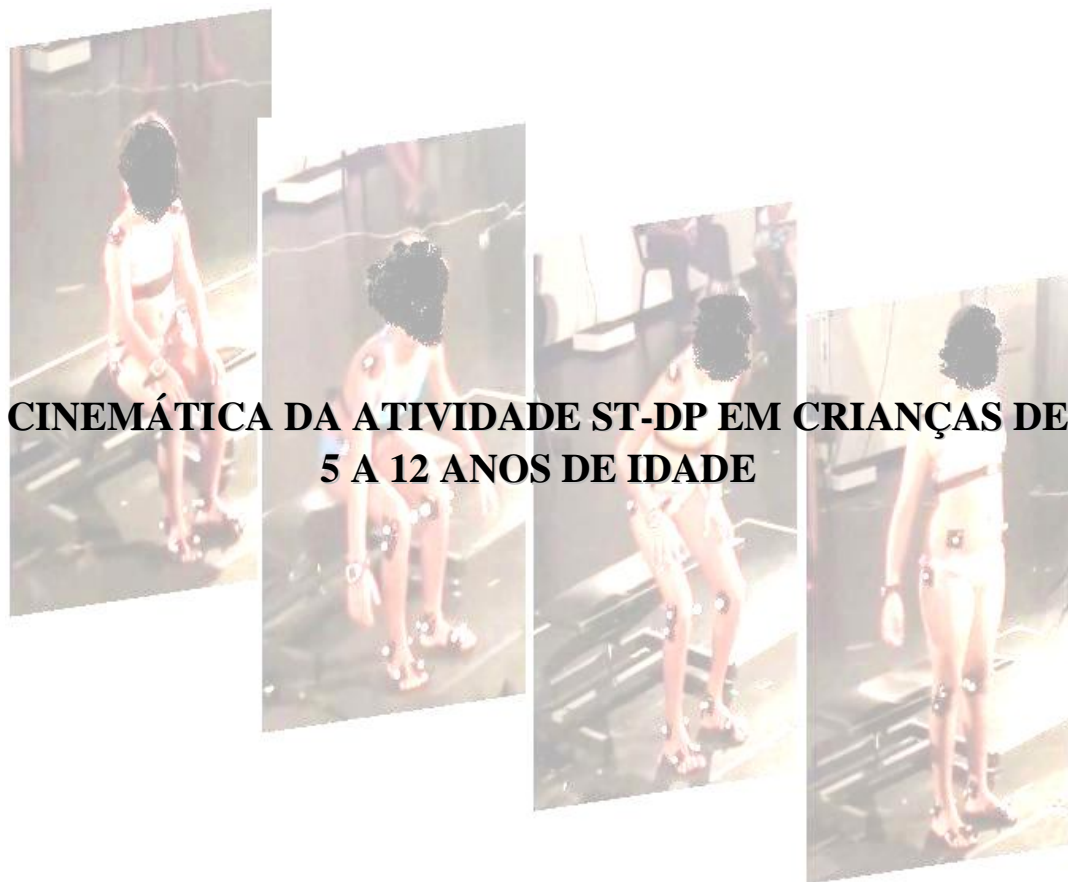
REFERÊNCIAS

- [1] Üstün TB, Chatterji S, Bickenbach J, Kostanjsek N, Schneider M. The International Classification of Functioning, Disability and Health: a new tool for understanding disability and health. *Disabil Rehabil.* 2003;25:565–571
- [2] Battaglia M, Russo E, Bolla A et al. International Classification of Functioning, Disability and Health in a cohort of children with cognitive, motor and complex disabilities. *Dev Med Child Neurol.* 2004;4:98–106
- [3] Badley EM. Enhancing the conceptual clarity of the activity and participation components of the International Classification of Functioning, Disability, and Health. *Soc Sci Med.* 2008;66:2335-45
- [4] Rosenbaum P, Stewart D. The World Health Organization International Classification of Functioning, Disability, and Health: a model to guide clinical thinking, practice and research in the field of cerebral palsy. *Semin Pediatr Neurol.* 2004;11:5-10
- [5] Simeonsson R J, Leonardi M, Lollar D, Bjorck-Akesson E, Hollenweger J, Martinuzzi A. Applying the International Classification of Functioning, Disability and Health (CIF) to measure childhood disability. *Disabil Rehabil.* 2003; 25: 602–610
- [6] Stucki G, Ewert T, Cieza A. Value and application of the CIF in rehabilitation medicine. *Disabil Rehabil.* 2002;24:932-938
- [7] Schneidert M, Hurst R, Miller J, Üstün B. The role of Environment in the International Classification of Functioning, Disability and Health (CIF). *Disabil Rehabil.* 2003;25:588–595
- [8] Stucki G, Cieza A, Melvin J. The International Classification of functioning, Disability and Health: a unifying model for the conceptual description of the rehabilitation strategy. *J Rehabil Med.* 2007;39:279-285
- [9] Zakirova-Engstrand R, Granlund M. The International classification of functioning, disability and health – children and youth (CIF-CY): testing its utility in classifying information from eco-cultural family interviews with ethnically diverse families with children with disabilities in Kyrgyzstan. *Disabil Rehabil.* 2009;31:1018–1030
- [10] World Health Organization. CIF: International Classification of Functioning, Disability and Health. Geneva: WHO; 2001
- [11] Ibragimova N, Granlund M, Björk-Akesson E. Field trial of CIF version for children and youth (CIF-CY) in Sweden: Logical coherence, developmental issues and clinical use. *Dev Neurorehabil* 2009;12:3–11
- [12] Cieza A, Brockow T, Ewert T et al. Linking health-status measurements to the International Classification of Functioning, Disability and Health. *J Rehabil Med.* 2002;34:205-210
- [13] Raghavendra P, Bornman J, Granlund M, Bjorck-Akesson E. The World Health Organization's International Classification of Functioning, Disability and Health: Implications for Clinical and Research Practice in the field of Augmentative and Alternative Communication. *Augment Altern Commun.* 2007;23:349–361
- [14] Beckung E, Hagberg G. Neuroimpairments, activity limitations, and participation restrictions in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2002;44:309–316
- [15] Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M. Definition and Classification Document, in The Definition and Classification of Cerebral Palsy (Ed Baxter P). *Dev Med Child Neurol.* 2007, 49: 8-14.
- [16] Elder GCB, Kirk J, Stewart G et al. Contributing factors to muscle weakness in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2003;45:542-550.

- [17] Stackhouse SK, Binder-Macleod SA, Lee SCK. Voluntary muscle activation, contractile properties, and fatigability in children with and without cerebral palsy. *Muscle Nerve* 2005;31:594–601
- [18] Booth CM, Cortina-Borja MJ, Theologis TN. Collagen accumulation in muscles of children with cerebral palsy and correlation with severity of spasticity. *Dev Med Child Neurol*. 2001;43:314–20
- [19] Seniorou M, Thompson N, Harrington M, Theologis T. Recovery of muscle strength following multi-level orthopaedic surgery in the diplegic cerebral palsy. *Gait Posture* 2007;26:475–481
- [20] Scholtes VA, Dallmeijer AJ, Rameckers EA et al. Lower limb strength training in children with cerebral palsy – a randomized controlled trial protocol for functional strength training based on progressive resistance exercise principle. *BMC Pediatr*. 2008;8:8-41
- [21] Damiano DL, Arnold AS, Steele KM, Delp SL. Can strength training predictably improve gait kinematics? A pilot study on the effects of hip and knee extensor strengthening on lower-extremity alignment in cerebral palsy. *Phys Ther*. 2010;90:269–279
- [22] Mohagheghi AA, Khan T, Meadows TH, Giannikas K, Baltzopoulos V, Maganaris CN. In vivo gastrocnemius muscle fascicle length in children with and without diplegic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2008;50:44–50
- [23] Moreau NG, Teeffey SA, Damiano DL. In vivo muscle architecture and size of the rectus femoris and vastus lateralis in children and adolescents with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2009;51:800-806
- [24] Park ES, Park C, Lee HJ, Kim D. The characteristics of sit-to-stand transfer in young children with cerebral palsy based on kinematic and kinetic data. *Gait Posture* 2003;17:43-49
- [25] Hennington G, Johnson M, Penrose J, Kory M. Effect of bench height on sit-to-stand in children without disabilities and children with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85:70-76
- [26] Donker SF, Ledebt A, Roerdink M, Savelsbergh GJP, Beek PJ. Children with cerebral palsy exhibit greater and more postural sway than typically developing children. *Exp Brain Res*. 2008;184:363-370
- [27] Bandholm T, Magnusson P, Jensen BR, Sonne-Holm S. Dorsiflexor muscle-group thickness in children with cerebral palsy: relation to cross-sectional area. *NeuroRehabilitation*. 2009;24:299–306
- [28] Barrett RS, Lichtwark GA. Gross muscle morphology and structure in spastic cerebral palsy: a systematic review. *Dev Med Child Neurol*. 2010;52:794-804
- [29] Dietz V, Berger W. Cerebral Palsy and Muscle Transformation. *Dev Med Child Neurol*. 1995;37:180-184
- [30] Rose J, Haskell WL, Gamble JG, Hamilton RL, Brown DA, Rinsky L. Muscle pathology and clinical measures of disability in children with cerebral palsy. *J Orthop Res*. 1994;12:758–768
- [31] Ito J, Araki A, Tanaka H, Tasaki T, Cho K, Yamazaki R. Muscle histopathology in spastic cerebral palsy. *Brain Dev*. 1996;18:299–303
- [32] Marbini A, Ferrari A, Cioni G, Bellanova MF, Fusco C, Gemignani. Immunohistochemical study of muscle biopsy in children with cerebral palsy. *Brain Dev*. 2002;24:63-66
- [33] Oberhofer K, Stott NS, Mithraratne K, Anderson IA. Subject-specific modelling of lower limb muscles in children with cerebral palsy. *Clin Biomech*. 2010;25:88-94

- [34] Dobson F, Morris ME, Baker R, Graham HK. Gait classification in children with cerebral palsy: a systematic review. *Gait Posture*. 2007;25:140-52
- [35] Cauraugh JH, Naik SK, Hsu WH, Coombes SA, Holt KG. Children with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis on gait and electrical stimulation. *Clin Rehabil*. 2010;24:963-78
- [36] Yonetsu R, Nitta O, Surya J. "Patternizing" standards of sit-to-stand movements with support in cerebral palsy. *NeuroRehabilitation*. 2009;25:289-96
- [37] da Costa CS, Savelsbergh G, Rocha NA. Sit-to-stand movement in children: a review. *J Mot Behav*. 2010;42:127-34
- [38] Eliasson A, Forssberg H, Hung Y, Gordon AM. Development of Hand Function and Precision Grip Control in Individuals with Cerebral Palsy: a 13-Year Follow-up Study. *Pediatrics* 2006;118:e1226-e1236.
- [39] de Campos AC, Rocha NA, Savelsbergh GJ. Reaching and grasping movements in infants at risk: a review. *Res Dev Disabil*. 2009;30:819-26
- [40] Himmelmann K, Beckung E, Hagberg G, Uvebrant P. Gross and fine motor function and accompanying impairments in cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2006;48:417-23
- [41] Arnould C, Penta M, Thonnard JL. Hand impairments and their relationship with manual ability in children with cerebral palsy. *J Rehabil Med*. 2007;39:708-14
- [42] Imms C. Children with cerebral palsy participate: A review of the literature. *Disabil Rehabil*. 2008;30:1867–1884
- [43] Morris C, Kurinczuk JJ, Fitzpatrick R. Child or family assessed measures of activity performance and participation for children with cerebral palsy: a structured review. *Child Care Health Dev*. 2005;31:397–407
- [44] Sakzewski L, Boyd R, Ziviani J. Clinimetric properties of participation measures for 5- to 13-year-old children with cerebral palsy: a systematic review. *Dev Med Child Neurol*. 2007;49:232-240
- [45] Harvey A, Robin J, Morris ME, Graham HK, Baker R. A systematic review of measures of activity limitation for children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2008;50:190–198
- [46] King GA, Law M, King S, Hurley P, Hanna S, Kertoy M, Rosenbaum P. Measuring children's participation in recreation and leisure activities: Construct validation of the CAPE and PAC. *Child: Care, Health Dev*. 2006;33:28-39
- [47] Schenker R, Coster W, Parush S. Participation and activity performance of students with cerebral palsy within the school environment. *Disabil Rehabil*. 2005;27:539–552
- [48] Parkes J, McCullough N, Madden AM. To what extent do children with cerebral palsy participate in everyday life situations? *Health Soc Care Community*. 2010;18:304-315
- [49] Majnemer A, Shevell M, Law M et al. Participation and enjoyment of leisure activities in school aged children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2008;50:751-758
- [50] MacPhail HEA, Kramer JF. Effect of isokinetic strength training on functional ability and walking efficiency in adolescents with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 1995;37:763–775
- [51] Ross SA, Engsberg JR. Relationships between spasticity, strength, gait, and the GMFM – 66 in persons with spastic diplegia cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007;88:114–1120
- [52] Tuzson AE, Granata KP, Abel MF. Spastic velocity threshold constrains functional performance in cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003;84:1363-8

- [53] Ostensjo S, Carlberg EB, Vollestad MK. Motor impairments in young children with cerebral palsy: relationship to gross motor function and everyday activities. *Dev Med Child Neurol*. 2004;46:580–589
- [54] Ballaz L, Plamondon S, Lemay M. Ankle range of motion is key to gait efficiency in adolescents with cerebral palsy. *Clin Biomech*. 2010;25:944-8
- [55] Kerr C, McDowell B, McDonough S. The relationship between gross motor function and participation restriction in children with cerebral palsy: an exploratory analysis. *Child Care Health Dev*. 2006;33:22–27
- [56] Wright FV, Rosenbaum PL, Goldsmith CH, Law M, Fehlings DL. How do changes in body functions and structures, activity, and participation relate in children with cerebral palsy? *Dev Med Child Neurol*. 2008;50:283–289
- [57] Hammal D, Jarvis SN, Colver AF. Participation of children with cerebral palsy is influenced by where they live. *Dev Med Child Neurol*. 2004;46:292-298
- [58] Forsyth R, Colver A, Albanides S, Woolley M, Lowe M. Participation of young severely disabled children is influenced by their intrinsic impairments and environment. *Disabil Rehabil*. 2007;49:345-349
- [59] Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, Russell D, Wood E, Galuppi B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Devel Med Child Neurol*. 1997;39:214-223
- [60] Palisano RJ, Rosenbaum P, Bartlett D, Livingston MH. Content Validity of the Expanded and Revised Gross Motor Function Classification System. *Dev Med Child Neurol*. 2008;50:744
- [61] Goldstein DN, Cohn E, Coster W. Enhancing participation for children with disabilities: application of the CIF enablement framework to pediatric physical therapist practice. *Pediatr Phys Ther*. 2004;16:114-20.
- [62] Rauch A, Cieza A, Stucki G. How to apply the International Classification of Functioning, Disability and Health (CIF) for rehabilitation management in clinical practice. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2008;44:329-342
- [63] Moore L, Kirk S. A literature review of children's and young people's participation in decisions relating to health care. *J Clin Nurs*. 2010;19:2215-25
- [64] Glascoe FP, Leew. Parenting Behaviors, Perceptions, and Psychosocial Risk: Impacts on Young Children's Development. *Pediatrics* 2010;125:313-319
- [65] Wise PH. Confronting Social Disparities in Child Health: A Critical Appraisal of Life-Course Science and Research. *Pediatrics* 2009;124:S203-S221.
- [66] Michelsen SI, Flachs EM, Uldall P et al. Frequency of participation of 8-12-year-old children with cerebral palsy: a multi-centre cross-sectional European study. *Eur J Paediatr Neurol*. 2009;13:165-177
- [67] Thelen E, Corbetta D. Exploration and selection in the early acquisition of skill. *Int Rev Neurobiol*. 1994;37:75-102;discussion 121-3
- [68] Thelen E. Motor development. A new synthesis. *Am Psychol*. 1995;50:79-95
- [69] Hadders-Algra M. The neuronal group selection theory: promising principles for understanding and treating developmental motor disorders. *Dev Med Child Neurol*. 2000;42:707-15
- [70] Darrach J, Law MC, Pollock N, Wilson B, Russell DJ, Walter SD, Rosenbaum P. Context Therapy – a new intervention approach for children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2011;53:615-620.
- [71] Law MC, Darrach J, Pollock N, Wilson B, Russell DJ, Walter SD, Rosenbaum P, Galuppi B. Focus on Function: an RCT comparing child- versus context-focused intervention for young children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2011;53:621-629.

ESTUDO 2

Manuscrito a ser submetido ao periódico *Gait and Posture*.

Adriana Neves dos Santos, Silvia Leticia Pavão, Paulo Santiago, Nelci Adriana Cicuto
Ferreira Rocha

INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de uma habilidade motora pode ser caracterizado como a aquisição e o refinamento de padrões específicos de movimento [1]. Dentre as habilidades mais relevantes para o estudo do desenvolvimento motor, pode-se destacar a atividade sentado para de pé (ST-DP), visto que esta é comumente executada e essencial para atividades da vida diária [2-5]. A atividade ST-DP é definida como um movimento de transição para a postura em pé, no qual ocorre o deslocamento do centro de massa de uma base estável para uma base instável por meio da extensão dos membros inferiores [6].

Durante a execução desta atividade o sistema nervoso central é constantemente desafiado a manter a estabilidade e o alinhamento corporal [7,8]. Da mesma forma, altos níveis de coordenação muscular são requeridos para regular a transferência do *momentum* horizontal e vertical [7,9,10], caracterizando esta atividade como de grande demanda biomecânica [11-14].

Considerando estes fatores, o conhecimento acerca do desenvolvimento da atividade ST-DP permite-nos obter informações a respeito das estratégias de movimentos adotadas com a finalidade de superar os altos níveis de exigência biomecânica requeridos para sua execução. Desta forma, estudos têm focado a compreensão dos padrões de movimentos utilizados durante a execução da atividade ST-DP. A maioria dos estudos foi realizada na população adulta [2,15-24] e idosa [7,25-29]. No entanto, poucos estudos focaram o desenvolvimento desta habilidade em crianças típicas [31-34].

Por meio destes, foi observado que durante a fase de aquisição da atividade ST-DP (12 a 18 meses de idade), as crianças adotam como estratégias uma maior amplitude de flexão e pico de velocidade angular de tronco [31]; maior extensão de joelho e tronco

no final da atividade, e maior pico de dorsiflexão de tornozelo e flexão de tronco [34]. Ao longo do desenvolvimento, estas estratégias tendem a modificar-se. Cahill et al. [31] verificaram que o pico de flexão de tronco diminui em crianças de 4-5 e 9-10 anos quando comparadas a crianças de 12-18 meses de idade. Guarrera-Bowlby & Gentile [33], também demonstraram que entre 6 e 7 anos de idade, crianças típicas apresentam características semelhantes à de adultos quanto aos seus componentes cinemáticos.

Apesar destes estudos terem verificado algumas características sobre o desenvolvimento da atividade ST-DP em crianças típicas, o conhecimento da mesma ainda é escasso, principalmente em crianças com maior experiência na tarefa. Desta forma, não há um conhecimento a respeito de como esta atividade caracteriza-se em crianças típicas.

Vale ressaltar que o conhecimento dos componentes de movimento desta habilidade é focado no plano sagital, no qual as maiores amplitudes de movimento ocorrem. No entanto, os padrões de movimento utilizados para executar a atividade ST-DP nos planos frontal e transversal ainda não foram avaliados em crianças típicas. Por meio do conhecimento destes movimentos, uma compreensão mais abrangente acerca desta habilidade funcional seria possível; visto que movimentos funcionais ocorrem nos três planos de movimento [23]. Ainda, a comparação com crianças que possuem alterações neuromotoras poderia ser realizada, visto que as mesmas muitas vezes utilizam movimentos nos planos frontal e transversal para compensar alterações em estruturas e funções do corpo que comprometem a execução de uma atividade funcional [35,36].

Além disso, a compreensão acerca da variabilidade intra-sujeito para a execução desta habilidade em crianças típicas foi pouco explorada. Guarrera-Bowlby & Gentile [33] demonstraram que apesar de crianças de 6 e 7 anos apresentarem uma forma de

movimento semelhante à de adultos, a variabilidade intra-sujeito para estas crianças é cerca do dobro a de adultos saudáveis, ou seja, as crianças ainda são inconsistentes para executar a atividade ST-DP mesmo após um longo tempo de prática na tarefa. Um movimento consistente indica um padrão mais maduro no desempenho de habilidades motoras, visto que está associado a um maior refinamento de comandos neurais utilizados durante a execução da tarefa [1]. Desta forma, o conhecimento acerca da variabilidade é relevante, na medida em que possibilita a aquisição de informações a respeito da maturidade dos sistemas internos para a execução de atividades funcionais, como a atividade ST-DP.

Outro fator relevante no estudo da atividade ST-DP refere-se ao efeito da dominância do membro sobre os padrões de movimento adotados para sua execução. A maioria dos estudos que exploram habilidades motoras bipodais, como a marcha e a atividade ST-DP, avaliam somente o membro dominante, partindo do pressuposto de que os membros inferiores não diferem entre si.

Estudos com indivíduos adultos analisaram se os membros inferiores comportavam-se de maneira semelhante durante a execução da atividade ST-DP [23,24,37-40]. No entanto, os autores não chegaram a um consenso, visto que alguns relataram diferenças entre os membros e outros não. Lundin et al. [39], ao avaliarem a atividade ST-DP em adultos saudáveis e idosos, encontraram que esta atividade não é simétrica entre os membros.

Desta forma, o presente estudo teve como objetivo caracterizar a atividade ST-DP em crianças de 5 a 12 anos de idade, nos três planos de movimento, por meio da análise cinemática. Além disso, o estudo visou verificar se a variabilidade intra-sujeito modificaria ao longo dos anos para a execução desta atividade. Acredita-se que crianças com maior tempo de prática na atividade ST-DP, ou seja, com maior idade, apresentem

modificações nas estratégias de movimento adotadas assim como menor variabilidade para sua execução.

MÉTODOS

Participantes

Os responsáveis por 69 crianças foram convidados a participar do estudo. Destes, 15 se recusaram a participar, 10 desistiram previamente a avaliação, 4 crianças foram excluídas por não adequação aos critérios de inclusão e 2 crianças foram excluídas por problemas durante a coleta dos dados. Desta forma, 38 crianças participaram do estudo.

Foram consideradas crianças saudáveis, de ambos os sexos (20 feminino, 18 masculino), com idade entre 5 e 12 anos ($8,4 \pm 2,3$ anos). Como critérios de inclusão foi estabelecido que todas as crianças deveriam possuir massa corporal ($26,2 \pm 8,8$ Kg) e altura ($133,1 \pm 14,4$ cm) dentro do percentil esperado para a idade na data da avaliação [41]; serem nascidas a termo e com peso ao nascimento superior a 2.500 gramas. Para não inclusão no estudo foram consideradas crianças com comprometimentos ostemioarticulares, como encurtamento muscular e diminuição na mobilidade, os quais foram verificados por meio de uma avaliação física inicial.

As crianças foram divididas em quatro grupos de acordo com a faixa etária: 1) crianças entre 5 e 6 anos (n=9) crianças entre 7 e 8 anos (n=11) crianças entre 9 e 10 anos (n=9); 4) crianças entre 11 e 12 anos (n=9).

O estudo foi realizado de acordo com as Diretrizes e Normas Regulamentadoras das Pesquisas Envolvendo Seres Humanos (Resolução 196/1996, Conselho Nacional de Saúde) e foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de São

Carlos (Parecer nº 479/2010) (ANEXO A). Todos os responsáveis assinaram previamente o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE C).

Procedimentos

Após a aquisição do termo de consentimento, foi realizada uma avaliação física inicial. Nesta, foram obtidos os dados antropométricos referentes à altura, peso, comprimento real do membro, comprimento da coxa, comprimento da perna, e comprimento e largura dos pés de ambos os membros inferiores (APÊNDICE D).

Também, por meio da avaliação física inicial, foi definida a dominância do membro, sendo considerado o membro dominante aquele preferido para chutar uma bola o mais distante possível [24]. Das crianças avaliadas, 37 apresentaram dominância no membro inferior direito e uma no esquerdo.

Posicionamento das Câmeras. Os movimentos da atividade ST-DP foram registrados por 4 câmeras de vídeo digitais, com frequência de aquisição de 30Hz, devidamente sincronizadas por meio de *LED*. Duas câmeras foram posicionadas póstero-lateralmente aos participantes, estando uma à direita e outra à esquerda; e duas anterior e diagonalmente aos participantes, estando uma à direita e outra à esquerda. O posicionamento das câmeras foi definido de modo a permitir que cada marcador fosse visualizado por pelo menos duas câmeras durante a realização do teste. Além disso, 4 iluminadores foram utilizados, estando os mesmos localizados ao lado das câmeras digitais (Figura 1).

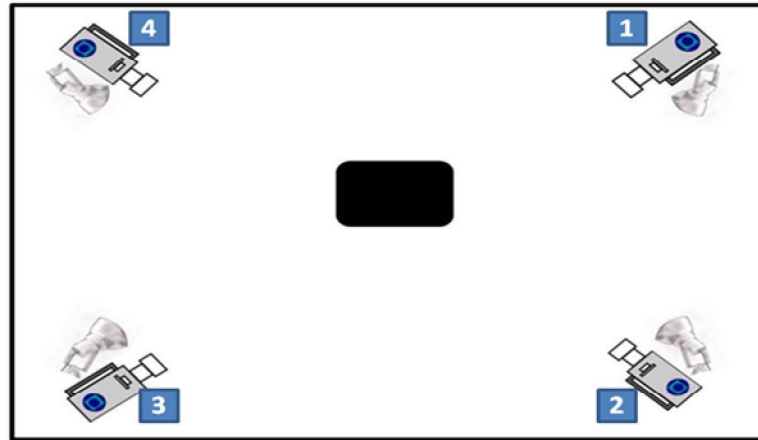


Figura 1. Posicionamento das Câmeras e Iluminadores no Laboratório (da Costa et al., 2010)

Procedimento de Calibração. Anteriormente ao início da avaliação cinemática foi realizada a calibração do sistema, com objetivo de fornecer um referencial que permitiu ao *software* localizar os pontos no espaço no qual foi posicionado o banco utilizado para a execução da atividade ST-DP.

A calibração do sistema foi realizada a partir da filmagem de um objeto com dimensões de 150x75x140cm, contendo 77 marcadores esféricos de 10mm de diâmetro. Estes marcadores possuíam posições absolutas conhecidas em relação ao sistema de coordenadas Cartesiano e foi posicionado na área na qual os participantes executaram a atividade ST-DP. A definição do sistema de referência global foi obtida por meio deste objeto, no qual o eixo X foi orientado anteriormente, o eixo Y superiormente e o eixo Z a direita dos participantes [42] (Figura 2).

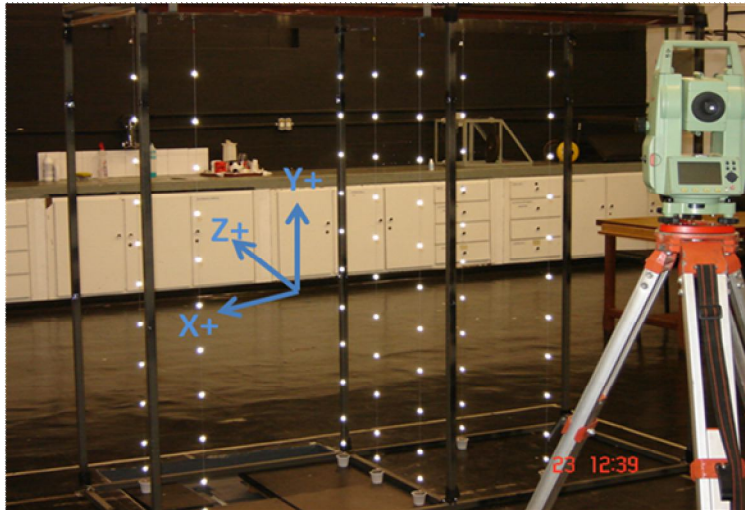


Figura 2. Calibrador e Sistema de Referência (vista lateral à esquerda)

Após a conferência da posição e altura de cada câmera, foi realizada a calibração do sistema: a) estando o calibrador posicionado em torno da posição do banco, as imagens das quatro filmadoras foram devidamente enquadradas de maneira que os fios de prumo fossem visualizados e o foco fosse ajustado; b) estando os parâmetros ajustados, os fios de prumo foram filmados pelo período de três segundos.

Em seguida os fios foram recolhidos. As câmeras permaneceram ligadas até a finalização dos testes, a fim de que os ajustes feitos não se alterassem, garantindo fidedignidade das medidas aferidas.

Avaliação da Atividade ST-DP. Após a calibração do sistema, a avaliação da atividade ST-DP propriamente dita teve início. As crianças foram despedidas pela mãe e permaneceram vestidas apenas por um *short* de lycra e um top preto no caso das meninas.

A aquisição dos dados cinemáticos 3D ocorreu a partir da fixação, por meio de fita adesiva dupla face, de 26 marcadores anatômicos esféricos (10mm de diâmetro), passivo e refletivos, sobre os acrômios direito e esquerdo; as vértebras torácicas 1 e 12;

as espinhas ilíacas póstero-superiores e ântero-superiores; o trocanter maior do fêmur, os epicôndilos medial e lateral do fêmur, a cabeça da fíbula, os calcâneos, os maléolos medial e lateral, e o 1° e 5° metatarsos de ambos os membros inferiores [43] (Figura 3).

Posteriormente à fixação dos marcadores, a criança foi posicionada sentada em um banco de altura regulável de modo que seus quadris, joelhos e tornozelos obtivessem uma angulação de 90° (Figura 3). No início da atividade, as crianças deveriam manter os membros superiores apoiados sobre as coxas e os pés posicionados de forma simétrica, podendo ajustar o posicionamento destes durante a execução da atividade de maneira auto-selecionada. A atividade ST-DP foi realizada sem calçados [44] e com velocidade confortável auto-selecionada.

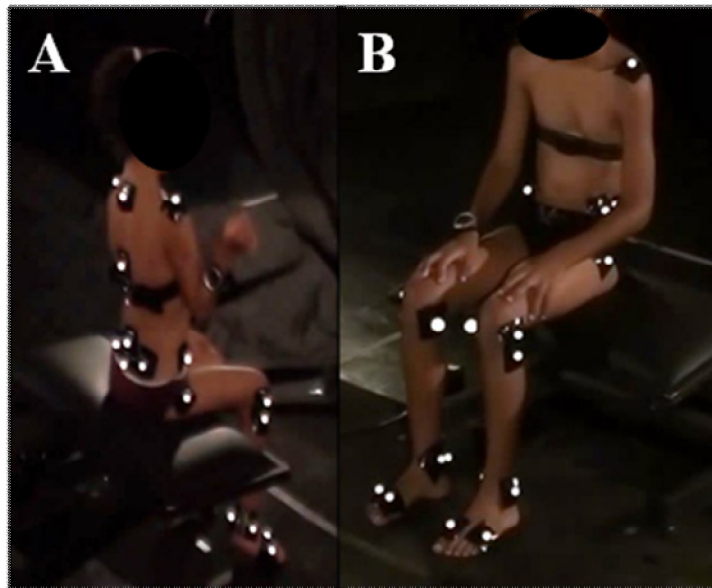


Figura 3. Posicionamento dos Marcadores Anatômicos e Posicionamento das Crianças na Cadeira. A) Vista látero-posterior direita. B) Vista látero-anterior esquerda

Previamente ao início do testes, duas tentativas foram realizadas de modo a permitir a adaptação dos participantes à atividade. Em seguida, cinco tentativas da atividade ST-DP foram efetivamente registradas.

Das 5 tentativas registradas, somente três tentativas foram consideradas como válidas para cada criança. As tentativas válidas foram definidas como aquelas nas quais as crianças executaram a atividade ST-DP sem auxílio dos membros superiores, todos os marcadores puderam ser visualizados por pelo menos duas câmeras e as crianças conseguiram adotar a postura em pé de forma estável, ou seja, sem necessidade de utilização de estratégias de equilíbrio. Caso todos estes critérios fossem cumpridos para as cinco tentativas de uma criança, as 3 tentativas válidas foram consideradas a partir de sorteio.

Análise das Imagens. O software Dvideow (*Digital Video for Biomechanics for Windows 32 bits*) foi utilizado para a digitalização dos marcadores, para obtenção das matrizes tridimensionais dos pontos registrados em função do tempo por meio do método *Direct Linear Transformation* (DLT) [45]. O erro experimental foi verificado [46], sendo obtido um valor de 2,4mm.

Análise dos Dados

As matrizes tridimensionais com os dados brutos foram importadas para o *software* Matlab. Neste, os dados foram filtrados por meio de um filtro digital *Butterwoth* passa-baixa de 4^a ordem, com frequência de corte de 4 Hz. Além disso, os sistemas de coordenadas locais do tronco, pelve, coxa, perna e pé foram definidos de acordo com as recomendação da Sociedade Internacional de Biomecânica [42].

Posteriormente, algoritmos foram utilizados para a obtenção das rotações relativas entre os sistemas de coordenadas locais do tronco e do sistema global (tronco), da pelve e do fêmur (articulação do quadril), do fêmur e da perna (articulação do joelho)

e da perna e do pé (articulação do tornozelo) (Figura 4) por meio das convenções dos ângulos de Euler [42]. A seqüência de rotações adotada foi Z,X,Y.

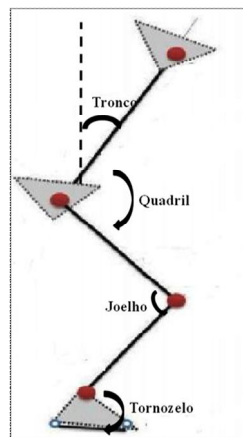


Figura 4. Representação dos ângulos utilizados entre os segmentos

De acordo com a convenção da regra da mão direita, estabeleceu-se que rotações no sentido horário seriam representadas por valores negativos e no anti-horário por valores positivos [42]. Considerando o plano sagital, para as articulações de quadril e tornozelo, os movimentos de flexão/dorsiflexão foram positivos e de extensão/flexão plantar foram negativos. Para as articulações de joelho e tronco os movimentos de extensão foram positivos e de flexão negativos. Considerando os planos frontal e transversal, foram adotados para as articulações de quadril, joelho e tornozelo valores positivos para adução (varo) e rotação medial/eversão e negativos para abdução (valgo) e rotação lateral/inversão. Para a articulação do tronco, os movimentos de flexão lateral à direita e rotação à esquerda foram representados por valores positivos, enquanto que os movimentos de flexão lateral à esquerda e rotação à direita por valores negativos.

Descrição das Variáveis

Para análise dos dados foram consideradas como variáveis: a) os valores dos ângulos obtidos entre os segmentos das três tentativas válidas, definidas como variáveis

angulares; b) a média dos tempos obtidos nas três tentativas, caracterizadas como variáveis temporais; c) o coeficiente de variação intra-sujeito para verificar a variabilidade. Foram avaliados os membros dominante e não-dominante. Para todas as variáveis foi considerada a média das três tentativas consideradas válidas.

O início e fim da atividade ST-DP foi definido a partir do marcador localizado sob o processo espinhoso da vértebra torácica 1. Como o início da atividade foi considerado o primeiro deslocamento ininterrupto anterior deste marcador no plano sagital, representando o início da flexão anterior de tronco. Como fim da atividade foi definido o fim do deslocamento vertical do mesmo marcador no plano sagital, associado a uma estabilização na postura em pé [34,44] (Figura 5).

Variáveis Angulares. Para todos os planos foram considerados os ângulos de início e fim, sendo os mesmos definidos como os valores angulares obtidos, respectivamente, no início e fim da atividade ST-DP [44] como descrito anteriormente (Figura 5).

Para o plano sagital, também foi considerado o ângulo máximo ou de pico. Este foi definido como o valor angular máximo obtido na curva, ou seja, o maior valor de flexão [44]. Para os planos frontal e transversal foram considerados os valores máximo e mínimo obtidos na curva. O valor máximo e mínimo foram considerados, respectivamente, como o maior e menor valor obtido. Além disso, para estes planos, foi utilizada como variável a diferença entre o valor máximo e mínimo sendo esta nomeada como a diferença Máx-Mín. Os valores máximo e mínimo foram considerados excluindo os valores obtidos no início e no fim da atividade ST-DP (Figura 5).

Os valores máximo no plano sagital, máximo e mínimo nos planos frontal e transversal foram considerados em relação à posição no início da atividade, ou seja, quanto à postura sentada.

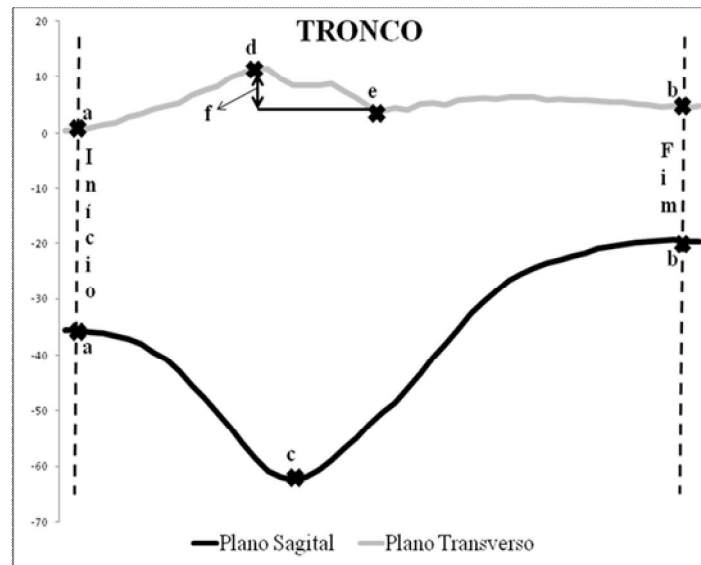


Figura 5. Representação, por meio das curvas cinemáticas do tronco de uma criança, do início e fim da atividade ST-DP e das variáveis angulares. a) ângulo de início. b) ângulo final. c) ângulo máximo no sagital. d) ângulo máximo no transversal e frontal. e) ângulo mínimo no transversal e frontal. f) diferença Máx-Mín

Variáveis Temporais. Além das variáveis anteriormente citadas, foram consideradas a duração das fases e a duração total da atividade ST-DP. A atividade ST-DP foi dividida em cinco fases de acordo com Park et al. [44] A primeira fase foi caracterizada do início da flexão de tronco (T0); determinado pelo primeiro deslocamento no eixo X do marcador posicionado sobre a vértebra torácica 1; até o ponto de máxima flexão de quadril (T1). A segunda foi definida de T1 até o ponto de transição abrupta para extensão de joelho (T2). A terceira foi considerada de T2 até a máxima dorsiflexão de tornozelo (T3). A quarta fase foi determinada de T3 até a o ponto no qual a criança adquiriu a postura em pé e obteve os maiores valores de extensão de joelho e quadril (T4). A quinta fase foi caracterizada de T4 até a aquisição da postura em pé estável (T5), definida como a estabilização dos movimentos do marcador localizado sob a vértebra torácica 1 (T5). A duração total da atividade ST-DP foi definida de T0 a T5.

Coefficiente de Variação. Com o intuito de verificar a variabilidade, foi considerado o coeficiente de variação intra-sujeito para cada variável estudada. O coeficiente de variação foi calculado como o desvio padrão dividido pela média, multiplicado por 100 [47].

Análise Estatística

Inicialmente foi realizada uma análise descritiva das variáveis estudadas, por meio da média e do desvio padrão. A normalidade e homocedasticidade dos dados foi verificada, respectivamente, por meio dos testes de Shapiro-Wilk e Levene. De acordo com os mesmos, as variáveis angulares e os coeficientes de variação apresentaram distribuição normal, o que não ocorreu com as variáveis temporais.

Considerando que o tamanho da criança e a velocidade adotada por cada uma para realizar a atividade ST-DP [48] poderiam influenciar os resultados obtidos; uma análise de correlação foi realizada entre estas e as variáveis cinemáticas estudadas. Para o tamanho da criança foi considerado o fator corporal total obtido por meio de uma técnica de redução dimensional dos dados de peso, altura, comprimento real, comprimento da coxa, comprimento da perna, comprimento e largura do pé de ambos os membros inferiores. Esta redução foi feita por meio de uma análise fatorial.

Para verificar a presença de correlação entre as variáveis foram utilizados os testes de Pearson ou de Spearman de acordo com a normalidade de distribuição. Não houve correlação significativa entre a duração total e as variáveis angulares; assim como entre duração total e o fator corporal. No entanto, foi encontrada uma correlação positiva significativa moderada entre o fator corporal total e as variáveis angulares (r entre 0,53 e 0,67, $p < 0,05$). Desta forma, o fator corporal total foi considerado como uma covariável na análise destas variáveis.

Com o intuito de verificar o efeito da idade, do membro e a interação entre os mesmo sob as variáveis angulares de tornozelo, joelho e quadril foi utilizado um modelo misto de análise de covariância para vias repetidas (*Mixed Model ANCOVA*); com o membro sendo considerado o fator intra-sujeito, a idade o inter-sujeito e o fator corporal total a covariável. Para verificar o efeito da idade sobre as variáveis angulares de tronco foi utilizada uma análise de covariância de uma via (*One-Way ANCOVA*). Além disso, para analisar o efeito da idade sob os coeficientes de variação foi utilizada uma análise de variância de uma via (*One-Way ANOVA*). Como *post-hoc* foi considerado o teste de Dunn.

Com a finalidade de verificar o efeito da idade sob as variáveis temporais foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis. Caso alguma diferença fosse verificada, foi realizado o teste de Mann-Whitney. Para verificar o efeito dos membros dominante e não dominante sob as variáveis temporais foi utilizado o teste de Wilcoxon.

O nível de significância α foi considerado como $p < 0,05$, com a correção de Bonferroni tendo sido aplicada para as comparações múltiplas. Para verificar o efeito da idade nas variáveis temporais foi considerado como nível de significância um valor de $p < 0,0125$. Para todas as análises foi utilizado o *software* SPSS (versão 17.0).

RESULTADOS

Caracterização das Variáveis Angulares

As Tabelas de 1 a 3 demonstram os valores das variáveis cinemáticas nos quatro grupos estudados, nos membros dominante e não-dominante, das articulações do tornozelo, joelho e quadril. As Tabelas 4 e 5 representam os valores para o tronco.

Comparação entre os Grupos. Não foi encontrada interação significativa entre as idades e os membros inferiores para as variáveis angulares em todos os planos de movimento; assim como não houve diferença significativa entre as idades estudadas.

No entanto, as crianças de 5 e 6 anos de idade apresentaram maiores coeficientes de variação, ou seja, obtiveram maior variabilidade, quando comparadas às crianças de 11 e 12 anos para as seguintes variáveis angulares: a) início de ambos os membros inferiores e máximo pelo início no membro dominante da articulação do joelho no plano sagital; b) início do membro dominante e o máximo pelo início do membro não-dominante na articulação do quadril no plano sagital; c) máximo pelo início no tronco no plano sagital; d) diferença Máx-Mín do quadril no membro dominante no plano frontal; e) diferença Máx-Mín e máximo da articulação do tornozelo de ambos os membros no plano transversal ($p < 0,05$).

Da mesma forma, as crianças de 7 e 8 anos de idade apresentaram maior coeficiente de variação para o máximo pelo início no plano sagital e para a diferença Máx-Mín de tornozelo no plano frontal do membro dominante ($p < 0,04$) em relação às crianças de 11 e 12 anos de idade.

Comportamento dos Membros Dominante e Não-Dominante. Foi observada diferença significativa entre os membros inferiores para algumas variáveis.

O membro dominante iniciou o movimento com maior abdução do tornozelo ($F(1, 28)=12,762, p=0,001$), e flexão ($F(1, 28)=26,27, p<0,001$) e rotação interna ($F(1, 28)=6,587, p=0,016$) de joelho. Durante a execução da atividade ST-DP, o mesmo obteve maior pico de flexão ($F(1, 29)=35,22, p<0,001$) e realizou mais adução na articulação do joelho, observada por meio de maiores valores de ângulo máximo ($F(1, 28)=13,428, p=0,001$) e da diferença Máx-Mín no plano frontal ($F(1, 28)=12,76, p=0,001$). Ainda, o membro dominante terminou a atividade ST-DP com maior abdução

($F(1, 28)=12,762, p=0,001$) e dorsiflexão ($F(1, 28)=12,76, p=0,001$) do tornozelo, assim como maior flexão do joelho ($F(1, 29)=19,296, p<0,001$).

Tabela 1 - Valores angulares e Coeficiente de Variação dos membros dominante e não-dominante no Plano Sagital.

		Membro Dominante						Membro Não-Dominante					
		Tornozelo		Joelho		Quadril		Tornozelo		Joelho		Quadril	
	Grupos	Média (DP)	CV	Média (DP)	CV	Média (DP)	CV	Média (DP)	CV	Média (DP)	CV	Média (DP)	CV
INÍCIO	1	+88,7(8,5)	3,2%	-77,2(9,6)	4,8%	+61,5(7,0)	6,8%	+85,7(6,9)	5,5%	-71,9(6,5)	8,1%	+59,5(5,8)	7,8%
	2	+89,3(11,0)	4,2%	-83,1(5,9)	4,1%	+61,2(9,5)	4,8%	+91,0(6,1)	3,7%	-78,9(5,0)	4,6%	+59,9(9,8)	4,7%
	3	+92,0(4,9)	3,9%	-88,1(5,7)	3,7%	+69,7(5,5)	2,3%	+91,6(6,7)	5,9%	-86,0(6,5)	4,7%	+69,9(6,5)	2,2%
	4	+99,0(4,4)	1,6%	-96,7(5,1)	1,5%	+62,6(5,0)	3,8%	+91,4(7,3)	2,2%	-91,7(8,1)	2,0%	+61,3(5,2)	4,0%
MÁXIMO	1	13,6(4,7)	18%	7,2(5,5)	17,8%	23,4(8,0)	16,3%	14,7(5,8)	17,5%	6,8(4,2)	17,2%	21,9(5,1)	15,7%
	2	12,6(7,6)	16,3%	3,2(2,2)	18,1%	27,4(10,0)	15,9%	8,4(5,9)	16,6%	2,1(1,3)	17,0%	28,7(8,1)	16,4%
	3	10,6(3,5)	16,5%	2,7(2,0)	15,9%	27,1(6,5)	16,2%	9,9(2,6)	16,3%	2,1(1,2)	16,3%	27,9(5,7)	16,1%
	4	9,3(2,0)	14,7%	0,8(0,6)	14,4%	24,7(2,6)	15,1%	10,9(2,9)	15,5%	1,3(1,2)	16,4%	26,0(3,8)	14,1%
FIM	1	+94,9(7,9)	2,4%	-17,6(2,7)	15,1%	+17,0(2,6)	15,3%	+93,1(9,9)	3,4%	-14,5(2,3)	11,9%	+15,5(2,4)	16,8%
	2	+93,2(7,0)	2,0%	-14,9(2,3)	15,2%	+13,8(2,1)	14,9%	+92,2(4,4)	2,4%	-10,2(1,5)	13,5%	+13,1(2,0)	16,9%
	3	+91,9(3,6)	2,8%	-13,2(2,4)	13,7%	+18,4(2,8)	16,6%	+92,0(5,1)	2,0%	-12,4(1,9)	14,0%	+19,3(3,0)	14,9%
	4	+93,5(5,7)	1,7%	-14,3(1,6)	11,0%	+11,4(1,4)	14,2%	+93,0(3,6)	1,9%	-11,5 (1,5)	14,2%	+11,8(1,5)	13,0%

DP = desvio padrão, CV = coeficiente de variação intra-sujeito.

Tabela 2 - Valores angulares e Coeficiente de Variação dos membros dominante e não-dominante no Plano Frontal.

		Membro Dominante						Membro de Apoio					
		Tornozelo		Joelho		Quadril		Tornozelo		Joelho		Quadril	
	Grupos	Média (DP)	CV	Média (DP)	CV	Média (DP)	CV	Média (DP)	CV	Média (DP)	CV	Média (DP)	CV
INÍCIO	1	-15,5(7,8)	39,1%	-11,1(7,6)	30,7%	-9,4(5,6)	20,2%	-11,6(7,0)	26,3%	-7,7(5,3)	72,7%	-10,8(6,9)	23,2%
	2	-15,1(8,3)	24,8%	-5,3(3,0)	34,9%	-5,4(4,8)	37,8%	-6,5(4,0)	31,0%	-5,2(4,2)	57,1%	-9,0(6,1)	28,5%
	3	-9,7(5,5)	36,2%	-6,9(3,8)	36,1%	-4,0(2,0)	37,7%	-9,6(5,9)	17,3%	-7,1(3,6)	63,7%	-5,4(2,3)	33,6%
	4	-8,0(7,2)	31,8%	-5,0(4,7)	34,8%	-8,7(6,4)	19,9%	-5,9(4,7)	27,7%	-4,2(2,5)	52,6%	-4,7(3,7)	21,7%
MÁXIMO	1	4,8(1,9)	73,4%	17,3(7,9)	34,8%	8,0(6,3)	65,1%	4,3(2,0)	68,0%	14,3(5,7)	36,9%	11,0(10,0)	66,5%
	2	4,9(1,3)	67,5%	10,6(2,7)	55,7%	8,6(5,1)	53,4%	4,4(3,5)	72,0%	7,6(3,5)	42,1%	8,3(7,9)	49,1%
	3	3,8(1,6)	61,2%	13,1(4,7)	48,5%	12,5(4,1)	19,5%	3,4(1,1)	65,0%	8,82(3,9)	38,6%	8,5(5,3)	46,9%
	4	4,0(1,8)	70,2%	11,54(4,0)	35,0%	13,3(5,9)	18,5%	3,7(1,8)	72,4%	10,1(3,0)	21,8%	9,3(5,1)	30,1%
MÍNIMO	1	8,0(3,7)	70,6%	2,1(2,0)	99,8%	11,0(10,0)	66,8%	7,8(5,0)	65,8%	1,9(1,7)	95,8%	7,2(6,2)	68,3%
	2	4,6(2,5)	70,1%	3,7(2,7)	97,5%	2,9(2,5)	86,1%	7,4(3,0)	57,1%	3,5(2,7)	72,3%	7,3(4,6)	73,7%
	3	5,5(2,3)	60,8%	1,9(1,7)	96,8%	3,3(1,7)	72,5%	7,1(3,0)	66,0%	4,3(2,7)	78,9%	6,4(3,9)	54,1%
	4	6,6(2,8)	39,7%	1,4(1,2)	81,6%	2,5(1,5)	63,4%	5,0(3,1)	61,4%	1,8(1,6)	88,9%	4,8(3,3)	49,4%
DIFERENÇA	1	12,9(3,4)	30,7%	19,4(6,3)	23,5%	19,0(8,9)	34,4%	12,1(4,5)	28,2%	16,3(3,4)	25,7%	18,2(10,0)	27,3%
MÁX-MÍN	2	9,5(3,1)	32,8%	14,3(2,9)	27,9%	11,5(4,6)	27,5%	11,5(4,3)	43,8%	11,1(4,7)	24,2%	15,7(8,3)	36,7%
	3	9,3(2,1)	41,6%	28,5(4,7)	29,7%	15,8(4,1)	17,9%	11,2(4,3)	35,4%	13,1(5,1)	18,9%	14,9(3,4)	25,1%
	4	9,0(2,3)	18,7%	12,9(3,8)	24,1%	15,7(4,9)	14,1%	8,7(2,1)	18,6%	11,8(3,6)	15,1%	14,1(5,3)	16,0%
FIM	1	-21,6(9,3)	16,3%	+6,2(3,2)	33,3%	+4,3(2,9)	26,9%	-15,2(9,1)	22,5%	+5,4(2,7)	31,5%	+5,3(4,3)	29,8%
	2	-16,5(8,0)	28,8%	+4,8(1,9)	34,7%	+3,1(1,7)	31,8%	-8,7(4,8)	31,9%	+4,2(3,5)	39,5%	+3,5(2,2)	28,4%
	3	-11,2(7,1)	33,4%	+5,8(2,7)	24,4%	+7,7(2,8)	26,6%	-12,5(9,0)	24,6%	+6,9(2,3)	29,4%	+4,0(2,4)	31,8%
	4	-12,2(8,1)	22,5%	+8,3(2,3)	12,7%	+7,3(4,6)	23,9%	-6,2(5,0)	23,7%	+6,1(2,5)	13,8%	+4,8(3,9)	23,4%

DP = desvio padrão, CV = coeficiente de variação intra-sujeito.

Tabela 3 - Valores angulares e Coeficiente de Variação dos membros dominante e não-dominante no Plano Transverso.

		Membro Dominante						Membro de Apoio					
		Tornozelo		Joelho		Quadril		Tornozelo		Joelho		Quadril	
	Grupos	Média (DP)	CV	Média (DP)	CV	Média (DP)	CV	Média (DP)	CV	Média (DP)	CV	Média (DP)	CV
INÍCIO	1	-21,2(7,5)	37,8%	-24,7(9,6)	14,8%	-7,3(5,5)	21,5%	-17,4(4,5)	34,9%	-19,6(13,4)	32,5%	-6,4(4,0)	23,5%
	2	-14,5(6,8)	20,5%	-23,7(6,6)	19,2%	-3,4(1,8)	34,7%	-15,5(9,2)	29,1%	-12,8(7,3)	39,8%	-5,4(4,8)	36,2%
	3	-18,1(7,6)	26,5%	-18,7(10,3)	20,2%	-4,2(2,2)	37,8%	-16,4(7,3)	28,2%	-17,3(10,9)	32,3%	-6,8(2,4)	22,6%
	4	-16,6(8,2)	14,9%	-19,6(11,4)	21,0%	-5,1(2,7)	17,0%	-12,5(6,5)	28,2%	-15,4(11,7)	19,6%	-3,7(2,1)	21,0%
MÁXIMO	1	7,7(4,7)	89,8%	7,1(3,9)	42,8%	8,2(5,5)	60,0%	5,2(4,5)	97,3%	7,7(5,7)	59,0%	5,3(4,4)	83,0%
	2	3,8(2,7)	71,2%	5,1(4,1)	50,7%	6,4(4,9)	76,0%	3,8(2,1)	87,2%	6,1(3,5)	58,5%	7,8(4,4)	65,2%
	3	5,8(2,0)	54,9%	6,1(3,2)	51,6%	6,1(4,6)	81,30%	4,6(1,3)	56,1%	6,9(2,4)	58,3%	7,5(3,2)	59,7%
	4	5,9(2,3)	36,0%	4,9(2,6)	51,2%	6,8(4,3)	38,3%	5,4(3,5)	29,6%	7,3(5,2)	57,7%	5,3(2,1)	57,5%
MÍNIMO	1	6,1(3,9)	37,3%	0,7(0,3)	68,0%	7,2(5,4)	77,0%	6,0(4,2)	91,6%	0,7(0,3)	55,7%	9,4(3,4)	52,9%
	2	3,9(3,2)	43,2%	0,6(0,3)	47,0%	7,0(4,3)	48,0%	4,5(3,4)	66,6%	0,8(0,4)	69,3%	4,7(4,0)	65,2%
	3	4,5(3,2)	33,9%	0,6(0,3)	60,9%	8,5(7,4)	38,8%	5,2(4,5)	68,0%	0,6(0,3)	45,4%	8,2(5,7)	69,5%
	4	1,9(1,3)	27,6%	0,6(0,2)	54,5%	5,6(4,1)	49,8%	4,0(3,1)	64,9%	0,4(0,2)	59,2%	5,4(3,3)	52,0%
DIFERENÇA	1	13,7(3,0)	27,6%	13,1(5,7)	23,5%	15,4(7,3)	30,8%	11,3(2,6)	33,8%	13,8(5,3)	34,0%	14,7(5,3)	30,3%
MÁX-MÍN	2	7,7(3,9)	43,4%	10,0(3,1)	27,3%	13,5(3,4)	28,4%	8,2(3,3)	30,0%	15,6(4,5)	36,6%	12,6(3,6)	20,5%
	3	10,3(2,3)	30,9%	10,3(1,7)	21,6%	14,6(5,1)	30,5%	9,8(4,6)	42,9%	11,7(4,3)	32,7%	15,7(4,1)	28,2%
	4	7,8(2,1)	21,2%	8,9(1,9)	18,0%	12,4(3,2)	16,9%	7,3(1,5)	20,3%	11,1(3,7)	20,0%	10,7(2,4)	26,8%
FIM	1	-16,6(8,1)	21,3%	-23,7(9,2)	11,1%	-9,0(5,8)	30,2%	-15,5(7,2)	39,2%	-14,7(7,9)	21,8%	-9,2(5,9)	25,7%
	2	-14,1(4,8)	27,8%	-22,2(8,2)	11,8%	-5,9(4,1)	30,5%	-14,3(10,0)	26,9%	-15,2(9,4)	31,6%	-9,1(6,4)	28,8%
	3	-14,3 (8,8)	31,8%	-17,4(6,9)	15,5%	-8,1(3,5)	25,6%	-14,5(6,3)	23,8%	-14,9(9,2)	32,2%	-6,5(2,9)	20,6%
	4	-12,2 (5,0)	18,9%	-19,4(8,4)	8,9%	-6,0(2,6)	29,9%	-10,5(5,8)	30,8%	-14,7(7,9)	22,9%	-5,2(3,8)	21,0%

DP = desvio padrão, CV = coeficiente de variação intra-sujeito.

Tabela 4 - Valores angulares e Coeficiente de Variação do Tronco no plano Sagital.

Plano Sagital			
	Grupos	Média (DP)	CV
INÍCIO	1	-26,3(4,1)	8,5%
	2	-24,7(3,8)	10,2%
	3	-25,0(3,8)	9,6%
	4	-25,8(3,5)	6,1%
MÁXIMO / INÍCIO	1	44,4(9,2)	18,6%
	2	41,8(9,5)	17,3%
	3	47,5(10,0)	17,2%
	4	40,5(6,8)	15,4%
FIM	1	-20,5(3,1)	17,0%
	2	-17,2(2,8)	16,4%
	3	-18,4(2,6)	15,7%
	4	-16,5(2,0)	12,9%

Tabela 5 – Valores angulares e Coeficiente de Variação do Tronco nos planos Frontal e Transverso

	Grupos	Plano Frontal		Plano Transverso	
		Média (DP)	CV	Média (DP)	CV
INÍCIO	1	-2,6(1,6)	31,1%	6,0(3,8)	21,7%
	2	-1,8(0,7)	41,8%	5,5(4,7)	30,5%
	3	-2,6(1,9)	26,3%	2,0(1,4)	30,7%
	4	-1,5(1,0)	21,3%	2,1(1,2)	19,4%
MÁXIMO	1	5,1(2,2)	51,4%	5,3(3,0)	79,6%
	2	6,5(2,9)	43,3%	6,4(3,5)	84,1%
	3	7,7(2,8)	40,0%	6,0(2,4)	68,1%
	4	4,0(2,0)	51,9%	4,5(1,8)	44,8%
MÍNIMO	1	3,3(2,2)	78,6%	4,7(4,0)	92,4%
	2	2,7(1,2)	90,1%	4,9(2,3)	92,2%
	3	2,7(2,6)	96,3%	5,5(4,8)	97,0%
	4	2,7(2,6)	63,3%	2,0(1,9)	95,6%
DIFERENÇA MÁX-MÍN	1	8,4(3,0)	39,6%	10,1(4,0)	27,9%
	2	9,2(2,2)	29,1%	11,4(3,1)	39,0%
	3	10,4(3,7)	28,0%	11,4(3,9)	28,6%
	4	6,8(1,7)	26,6%	6,5(1,5)	30,3%
FIM	1	-2,2(0,9)	25,8%	7,7(3,9)	29,9%
	2	-2,3(1,8)	33,6%	5,1(4,6)	28,6%
	3	-1,3(0,7)	35,7%	4,8(2,9)	33,1%
	4	-1,5(0,6)	37,8%	2,78(1,2)	23,2%

Dados Temporais

A Tabela 6 representa os valores referentes aos dados temporais nos quatro grupos estudados. Não foi encontrada diferença significativa entre as idades e entre os membros, com exceção da fase 5. O teste de Wilcoxon demonstrou que o membro dominante teve maior duração na fase 5 quando comparado ao membro não-dominante, com uma diferença estatisticamente significativa ($Z = -2,475$, $p = 0,0120$).

Tabela 6 – Duração das fases e total dos membros dominante e não-dominante.

	Membro Dominante	Membro Não-Dominante
Fase 1 (segundos)	0,50(0,09)	0,50(0,10)
Fase 2 (segundos)	0,07(0,05)	0,06(0,04)
Fase 3 (segundos)	0,10(0,07)	0,11(0,10)
Fase 4 (segundos)	0,41(0,11)	0,40(0,08)
Fase 5 (segundos)	0,21(0,03)	0,32(0,05)
Duração Total	1,60(0,15)	1,49(0,19)

Descrição da Atividade ST-DP

Por meio da observação das curvas cinemáticas obtidas, pode-se demonstrar que, considerando o plano sagital, a atividade ST-DP foi realizada por meio de um deslocamento anterior inicial do tronco, seguida pela retirada das nádegas da cadeira e extensão dos membros inferiores, por meio da extensão das articulações do joelho, quadril e tronco e da diminuição da dorsiflexão do tornozelo. Ao atingir o pico de extensão nas articulações do joelho e do quadril, assim como a estabilidade na postura em pé, a atividade ST-DP foi encerrada (Figura 6).

Considerando os planos frontal e transversal foi observada uma adução das articulações do joelho e do quadril e uma abdução do tornozelo ao longo da aquisição

da postura em pé (Figura 6). Para o tronco, foi observado inconsistência entre os participantes com alguns realizando rotação à direita e flexão lateral à esquerda e outros flexão lateral à esquerda e rotação à direita.

Também foi possível verificar que os valores angulares obtidos para os planos frontal e transversal foram menores que os valores para o plano sagital. Além disso, notou-se que as crianças típicas não apresentam um padrão quanto aos valores angulares para os planos frontal e transversal. Este fato pode ser demonstrado pela grande variabilidade intra-sujeito encontrada para estes planos. Foram obtidos coeficientes de variação com valores entre 11,1 e 99,8%. Os maiores valores foram observados em crianças mais novas e para as variáveis referentes aos ângulos máximo (19,5 a 73,4%) e mínimo (27,6 a 99,8%) pelo início.

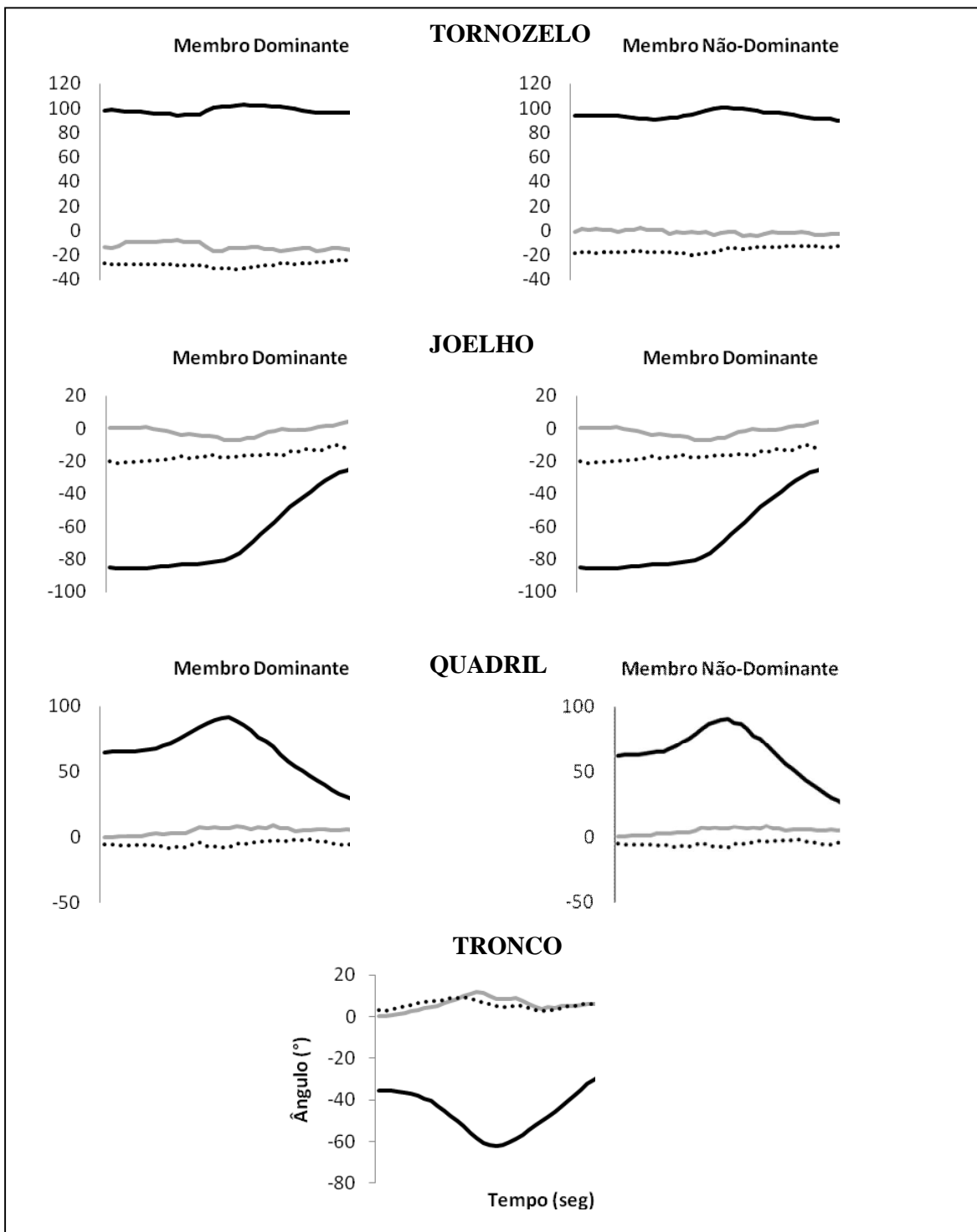


Figura 6. Representação das curvas cinemáticas de uma criança (9 anos).

Planos sagital (—), frontal (—) e transversal (·····).

DISCUSSÃO

Foi demonstrado que as crianças com idades entre 5 e 12 anos de idade possuem um padrão de movimento semelhante entre si. Ainda, a estratégia de movimento adotada pelas mesmas durante a execução da atividade ST-DP possui um padrão semelhante ao de adultos saudáveis.

Adultos saudáveis adotam a estratégia de transferência de *momentum* para a execução da atividade ST-DP [49], a qual é caracterizada por uma pequena flexão do tronco, seguida por uma extensão dos membros inferiores, até o momento no qual uma posição ereta e estável é adquirida [50]. Esta estratégia foi a adotada pelas crianças típicas no presente estudo.

Estudos demonstraram que a estratégia de transferência de *momentum* é associada a uma menor sobrecarga muscular [50-52], podendo, portanto, ser considerada como uma estratégia eficiente. Ainda, um tempo de execução menor que 2,5 segundos é considerado como valor de referência para indivíduos adultos jovens [7,53] e relaciona-se a uma baixa sobrecarga biomecânica [14]. Assim, considerando que as crianças típicas apresentam uma estratégia de movimento semelhante a de adultos saudáveis e executam a atividade ST-DP com duração inferior à 2 segundos; pode-se sugerir que entre 5 e 12 anos de idade a atividade ST-DP já é executada por meio de uma estratégia motora eficiente.

No entanto, apesar de não ter sido encontrada diferença entre as idades, notou-se que a variabilidade intra-sujeito diminui ao longo do tempo. Estes resultados estão de acordo com o estudo de Guarrera-Bowlby & Gentile [33], os quais encontraram que apesar de crianças entre 6 e 7 anos de idade apresentarem características semelhantes a de adultos; a variabilidade intra-sujeito foi cerca do dobro na população infantil.

Estudos anteriores demonstraram que uma prática prolongada é necessária para que uma criança adquira menor variabilidade nos padrões de movimento semelhantes aos de adultos. Durante a análise da marcha, foi observado que somente entre 11 e 14 anos de idade as crianças apresentaram consistência semelhante a de adultos [54]. Da mesma forma, crianças entre 8 e 9 anos de idade ainda obtiveram maior variabilidade intra-sujeito para a habilidade de salto sob uma perna [55].

De acordo com os resultados do presente estudo pode-se sugerir que as crianças adquirem a estabilização da estratégia do movimento antes de obter consistência para sua realização, visto que adotam um estratégia semelhante para executar a atividade ST-DP ao longo dos anos, no entanto, ainda demonstram diminuição na variabilidade. Estes dados estão de acordo com estudos anteriores que analisaram a variabilidade de crianças na atividade ST-DP [31,33]; na marcha [54] e no alcance manual [56]. Foi demonstrado que durante o aprendizado a criança primeiramente adota diversas estratégias de movimento e, por meio de uma vasta exploração, seleciona a estratégia mais eficiente. Somente após a prática prolongada é que a estratégia escolhida adquire consistência quanto aos padrões de movimento adotados [1].

A aquisição de uma maior consistência do movimento para idades superiores pode ser atribuída ao refinamento de sistemas de controle motor em consequência do desenvolvimento e do tempo de prática na tarefa. Uma prática intensiva em tarefas funcionais, principalmente as que envolvem descarga de peso, permitem o treinamento de variados aspectos da desempenho motora, como a produção de força muscular em uma amplitude funcional, o aumento do sinergismo muscular e o refinamento dos sistemas de controle do equilíbrio [57]. Assim, por meio da prática de uma habilidade motora ocorre o refinamento no envio dos comandos neurais aos músculos, tornando a tarefa mais eficiente, precisa e consistente [58,59].

Desta forma, pode-se sugerir que para a análise do desenvolvimento de atividades motoras, variáveis relacionadas a variabilidade intra-sujeito devem ser levadas em consideração; visto que possibilitam a aquisição de informações a respeito da consistência do movimento. Também, vale ressaltar que uma variabilidade intra-sujeito pode ser encontrada em crianças mais novas em consequência de fatores relacionados ao desenvolvimento e a experiência na tarefa, e não somente em consequência de padrões patológicos.

Os resultados do presente estudo também permitiram verificar que ocorreram movimentos nos planos frontal e transversal para a execução da atividade ST-DP em crianças. Assim, crianças sem alterações neuromotoras também utilizam, mesmo que em menor escala, padrões de movimento nos planos frontal e transversal; indicando que a atividade ST-DP não é uniplanar.

Foi encontrado que durante a execução da atividade ST-DP as crianças, de forma geral, adotaram como estratégia a adução de joelho (varo) e quadril, a abdução do pé, a rotação interna do quadril e falta de um padrão quanto aos movimentos de rotação e flexão lateral para o tronco durante a aquisição da postura em pé. Gilieard et al. [23], em um estudo com adultos saudáveis, também encontraram uma abdução do tornozelo e rotação interna do quadril durante a execução da atividade ST-DP, assim como variação quanto a flexão lateral e rotação do tronco.

No entanto, apesar de a estratégia de movimento ter sido semelhante entre as crianças avaliadas para os planos frontal e transversal; os valores referentes aos ângulos máximo e mínimo, assim como da diferença Máx-Mín apresentaram uma alta variabilidade. Isto pode ser atribuído ao fato de que os movimentos realizados nestes planos possuem uma amplitude pequena. Desta forma, pequenas variações, como por exemplo de 1 grau, contribuem de forma significativa para uma alta variabilidade.

Ainda, por meio dos resultados do presente estudo, foi observado que os membros dominante e não-dominante possuem um comportamento diferenciado para executar a atividade ST-DP em crianças. Alguns estudos que analisaram a presença de diferenças entre os membros para variáveis cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas da atividade ST-DP em adultos saudáveis encontraram diferença significativa entre os membros [23,38-40], enquanto outros demonstraram que esta atividade é simétrica [24,37]. Destes, somente um estudo analisou o efeito da dominância do membro sobre a atividade ST-DP [40], enquanto os outros compararam somente o membro direito ao esquerdo.

Hesse et al. [40] analisaram a diferença entre os membros direito e esquerdo em adultos saudáveis na atividade ST-DP, assim como verificaram se a dominância do membro teve relação com a distribuição de cargas entre os membros. Os autores encontraram diferença significativa para a distribuição do peso e para o deslocamento do centro de massa entre os membros direito e esquerdo. Porém, esta diferença deixou de existir quando a dominância do membro foi levada em consideração.

No entanto, vale ressaltar que a definição do membro dominante no estudo de Hesse et al. foi baseada na execução de 5 atividades diferentes, que incluíram tanto tarefas relacionadas ao suporte de peso quanto relacionadas à mobilidade do membro. No presente estudo, o membro dominante foi determinado com base em uma tarefa de mobilidade, que foi chutar uma bola. Sadeghi et al. [60], após uma revisão de estudos sobre simetria entre membros na marcha, sugeriram que a presença de diferença entre os membros poderia ter uma relação com a função preferencial de cada um; visto que alguns estudos sugeriram que um membro é mais responsável pelo suporte de peso do corpo enquanto o outro pela propulsão.

Assim, considerando a diferença de comportamento encontrada no presente estudo entre os membros, pode-se sugerir que possivelmente o membro dominante definido por meio de uma habilidade de mobilidade pode ser considerado como o membro de propulsão para a execução da atividade ST-DP; visto que apresenta maiores valores dos ângulos de flexão de tornozelo e joelho, assim como de adução do joelho. Além disso, o membro dominante obteve maior duração na fase 5 que é considerada a fase de estabilização da atividade ST-DP. No entanto, esta inferência é limitada pelo fato de não ter sido avaliado se havia uma preferência quanto ao membro para o suporte de carga durante a execução da tarefa em si, ou seja, da atividade ST-DP. Assim, estes resultados devem ser interpretados com precaução e maiores investigações acerca deste assunto devem ser realizadas. Apesar desta limitação, este resultado é relevante visto que indica que durante a avaliação da atividade ST-DP os dois membros possivelmente devem ser considerados.

Uma outra limitação do presente estudo pode ser atribuída ao pequeno número de participantes em cada grupo avaliado considerando grande amplitude de idade avaliada (5 a 12 anos de idade). Além disso, o estudo da atividade ST-DP em fases poderia ser importante para uma maior compreensão acerca desta habilidade.

CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos, as crianças entre 5 e 12 anos de idade apresentam uma estratégia de movimento eficiente. No entanto, a consistência do movimento ainda modifica-se ao longo do tempo, sendo maior para crianças entre 11 e 12 anos de idade. Assim, durante a avaliação de crianças a variabilidade intra-sujeito é uma variável relevante para uma compreensão mais ampla do desenvolvimento motor.

Além disso, pôde-se observar que a atividade ST-DP não é uniplanar, com movimentos ocorrendo no plano frontal e transversal durante a sua execução; o que torna relevante o estudo desta atividade nos três planos de movimento. Também foi possível observar diferenças no comportamento dos membros dominante e não-dominante para variáveis angulares e temporais. No entanto, maiores inferências sobre as causas desta diferenças foram limitadas no presente estudo. Desta forma, recomenda-se que mais estudos sejam realizados com a finalidade de compreender o efeito da dominância do membro na execução da atividade ST-DP, inclusive em crianças com déficits neuromotores.

REFERÊNCIAS

- [1] Thelen E. Motor development. A new synthesis. *Am Psychol* 1995;50:79-95.
- [2] Kralj A, Jaeger RJ, Munih M. Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. *J Biomech* 1990;23:1123-38.
- [3] Riley PO, Krebs DE, Popat RA. Biomechanical analysis of failed sit-to-stand. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1997;5:353-9 .
- [4] Schum GL, Crosbie J, Lee RY. Three-dimensional kinetics of the lumbar spine and hips in low back pain patients during sit-to-stand and stand-to-sit. *Spine* 2007;32:211-9.
- [5] Dehail P, Bestaven E, Muller F, Mallet A, Robert B, Bourdel-Marchasson I, Petit J. Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a "Sit-to-Walk" task in elderly subjects: role of strength. *Clin Biomech* 2007;22:1096-103.
- [6] Van der Linden DW, Brunt D, McCulloch MU. Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Arc Phys Med Rehab* 1994;75:653-60.
- [7] Papa E, Cappozzo A. Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *J Biom* 2000;33:1113-22.
- [8] Seven YB, Akalan NE, Yucesoy NA. Effects of back loading on the biomechanics of sit-to-stand motion in health children. *Hum Mov Sci* 2007;27:65-79.
- [9] Cheng PT, Chen CL, Wang CM, Hong WH. Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *Am J Phys Med Rehab* 2004;83:10-6.
- [10] Galli M, Cimolin V, Crivellini M, Campanini I. Quantitative analysis of sit to stand movement: experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. *Gait Posture* 2008;28:80-5.
- [11] Danis DG, Krebs DE, Gill-Body K.M, Sahrman S. Relationship between standing posture and stability. *Phys Ther* 1998;78:502-17.
- [12] Brunt D, Greenberg B, Wankadia S, Trimble MA, Shechtman O. The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Reha* 2002;83:924-9.
- [13] Lomaglio MJ, Eng JJ. Muscle strength and weight-bearing Symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait Posture* 2005;22:126-131.
- [14] Yoshioka S, Nagano A, Hay DC, Fukashiro S. Biomechanical Analysis of the relation between movement time and joint moment development during a sit-to-stand task. *Biomed Eng OnLine* 2009;8:1-9.
- [15] Nuzik S, Lamb R, VanSant A, Hirt S. Sit-to-stand movement pattern. A kinematic study. *Phys Ther* 1986;66:1708-13.
- [16] Roebroek ME, Doorenbosch CAM, Harlaar J, et al. Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clinic Biom* 1994;9:235-44.
- [17] Kerr KM, White JA, Barr DA, Mollan RA. Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clin Biomech* 1997;12:236-45.
- [18] Schenkman ML, Berger RA, Riley PO, et al. Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys Ther* 1990;70:638-648; discussion: 648-651.
- [19] Sibella F, Galli M, Romei M, Montesano A, Crivellini M. Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects. *Clin Biom* 2003;18:745-750.
- [20] Mazza C, Zok M, Croce UD. Sequencing sit-to-stand and upright posture for mobility limitation assessment: determination of the timing of the task phases from forces platform data. *Gait Posture* 2005;21:425-31.
- [21] Yoshioka S, Nagano A, Himeno R, Fukashiro S. Computation of the kinematics and the minimum peak joint moments of sit-to-stand movements. *Biomed Eng Online* 2007;36:26.

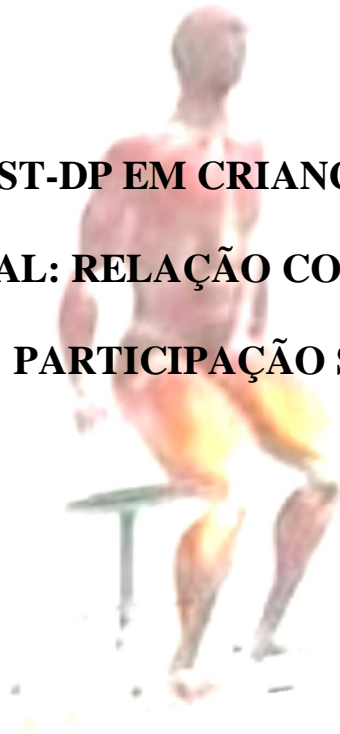
- [22] Etnyre B, Thomas DQ. Event standardization of sit-to-stand movements. *Phys Ther.* 2007;87:1651-66.
- [23] Gillear Wendy, Crosbie Jack, Richard Smith. Rising to stand from a chair: Symmetry, and frontal and transverse plane kinematics and kinetics. *Gait Posture* 2008;27:8–15.
- [24] Burnett David R., Campbell-Kyureghyan Naira H., Cerrito Patricia B., Quesada Peter M. Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2011;21:610–5.
- [25] Millington PJ, Myklebust BM, Shambes GM. Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Arc Phys Med Rehab* 1992;73:609-17.
- [26] Corrigan D, Bohannon RW. Relationship between knee extension force and stand-up performance in community-dwelling elderly women. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:1666-72.
- [27] Lord SR, Murray SM, Chapman K, Munro B, Tiedemann A. Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. *J Gerontology: Med Sci* 2002;57:539–43.
- [28] Yamada T; Demura S. Influence of the relative difference in chair seat height according to different lower thigh length on floor reaction force and lower-limb strength during sit-to-stand movement, *Jo Phys Anth Applied Hum Sc* 2004;23:197–203.
- [29] Ganea R, Paraschiv-Ionescu A, Salarian A, Bula C, Martin E, et al. Kinematics and dynamic complexity of postural transitions in frail elderly subjects. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Social* 2007;6118-21.
- [30] Worsley P, Stokes M, Taylor M. Predicted knee kinematics and kinetics during functional activities using motion capture and musculoskeletal modelling in healthy older people. *Gait Posture.* 2011; 33:268-73.
- [31] Cahill BM, Carr JH, Adams R. Inter-segmental coordination in sit-to-stand: age cross-sectional study. *Physiotherapy Res Int: the journal for researchers and clinicians in physical therapy* 1999; 4:12-27.
- [32] McMillan AG, Scholz J. Early coordination for sit-to-stand task. *Hum Mov Sci* 2000;19:21-57.
- [33] Guarrera-Bowlby PL, Gentile AM. Form and Variability during Sit-to-Stand Transitions: Children Versus Adults. *J Motor Beh* 2001;36:104-14.
- [34] da Costa CSN. Desenvolvimento da Habilidade Sentado para em Pé em crianças. Dissertação de mestrado não publicada. Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, Brasil. 122 pp. 2010.
- [35] Steinwender G, Saraph V, Zwick EB, Steinwender C, Linhart W. Hip locomotion mechanisms in cerebral palsy crouch gait. *Gait Posture* 2001;13:78-85.
- [36] Stebbins J, Harrington M, Thompson N, Zavatsky A, Theologis T. Gait compensations caused by foot deformity in cerebral palsy. *Gait Posture* 2010;32:226-30.
- [37] Wheeler J, Woodward C, Ucovich RL. et al. Rising from a chair: influence of age and chair design. *Phys Ther* 1985;65:22-6.
- [38] Rodosky MW, Andriacchi TP, Andersson GB. The influence of chair height on lower limb mechanics during rising. *J Orthop Res* 1989;7:266-71.
- [39] Lundin TM, Grabiner MD, Jahnigen DW. On the assumption of bilateral lower extremity joint moment symmetry during the si-to-stnd task. *J Biomechanics* 1995;28:109-12.

- [40] Hesse S, Schauer M, Peterson M, Jahnke M. Sit-to-stand manoeuvre in hemiparetic patients before and after a 4-week rehabilitation programme. *Scand J Rehabil Med* 1998;30:81–6.
- [41] Riddiford-Harland DL, Steele JR, Baur LA. Upper and lower limb functionality: Are these compromised in obese children? *Int J Pedit Obesity* 2006;42–9.
- [42] Wu G, Cavanagh PR. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J Biomech*. 1995;28:1257-61.
- [43] Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Ort Res* 1990;8:383-92.
- [44] Park ES, Park C, Lee HJ, Kim D. The characteristics of sit-to-stand transfer in young children with cerebral palsy based on kinematic and kinetic data. *Gait Posture* 2003;17:43–9.
- [45] Figueroa PJ, Leite NJ, Barros RM L. A Flexible Software for Tracking of Markers Used in Human Motion Analysis. *Comp Met Programs Biomed*2003;72:155-65.
- [46] Ehara Y, Fujimoto H, Miyazaki S, Mochimar M, Tanaka S, Yamamoto S. Comparison of the performance of 3D camera systems II. *Gait Posture* 1997;5:251–5.
- [47] Maffiuletti NA, Bizzini M, Desbrosses K, Babault N, Munzinger U. Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging* 2007;27:346–53.
- [48] Janssen W, Bussman H, Stam H. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Phys Ther* 2002;82:866-79.
- [49] Hughes MA, Schenkman ML. Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. *J Rehabil Res Dev* 1996;33:409–12.
- [50] Van der Heijden MP, Meijer K, Willems PJB, Savelberg HCM. Muscles limiting the sit-to-stand movement An experimental simulation of muscle weakness. *Gait Posture* 2009;30:110–4.
- [51] Schultz AB, Alexander NB, Ashton-Miller JA. Biomechanical analyses of rising from a chair. *J Biomech* 1992;25:1383–91.
- [52] Doorenbosch C, Harpaar J, Roebroek M, Lankhorst G. Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *J Biomech* 1994;27:1299–307.
- [53] Shepherd RB, Koh HP. Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scand J Rehabil Med* 1996;28:79–88.
- [54] Hausdorff JM, Zeman L, Peng C K, Goldberger A L. Maturation of gait dynamics: Stride-to-stride variability and its temporal organization in children. *J Applied Physiology* 199;86:1040-7.
- [55] Parker HE, Larkin D, Ackland TR. Stability and change in children's skill. *Psych Res* 1993;55:182-9.
- [56] Krakauer JW, Ghilardi MF, Ghez C Independent learning of internal models for kinematic and dynamic control of reaching. *Nature Neuroscience* 1999;2: 1026-31.
- [57] Carr JH, Shepherd RB. Neurological rehabilitation - Optimizing motor Performance. Oxford: Butterworth Heinemann, 1998.
- [58] Gottlieb GJ, Corcos DM, Jaric S et al. Practice improves even the simplest movements. *Experimental Brain Research* 1998; 73:436-40.
- [59] Blundell SW, Shepherd RB, Dean CM, Adams RD. Functional strength training in cerebral palsy: a pilot study of a group circuit training class for children aged 4–8 years. *Clini Rehab* 2003; 17:48–57.
- [60] Sadeghi Heydar, Allard Paul, Prince François, Labelle Hubert. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture* 2000;12:34–45.

ESTUDO 3



**ATIVIDADE ST-DP EM CRIANÇAS COM PARALISIA
CEREBRAL: RELAÇÃO COM O TORQUE E A
PARTICIPAÇÃO SOCIAL**



Manuscrito a ser submetido ao periódico *Research in Develomental Disabilities*.

Adriana Neves dos Santos, Silvia Leticia Pavão, Paulo Santiago, Tania de
Fatima Salvini, Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha

INTRODUÇÃO

De acordo com o modelo mais recente de funcionalidade e incapacidade (Classificação Internacional da Funcionalidade, Incapacidade e Saúde – CIF) proposto pela Organização Mundial de Saúde (World Health Organization, 2001); o estado de saúde de um indivíduo deve ser considerado com base na interação entre a integridade de suas estruturas e funções do corpo, a capacidade de executar atividades funcionais e o grau de envolvimento no meio social em que vive (Battaglia et al., 2004; Ibragimova et al., 2009; Cieza et al., 2002). O conhecimento acerca das relações entre os mesmos é de grande relevância para a prática baseada em evidência (Ostensjo et al., 2004).

Assim, o modelo proposto pela CIF tem sido cada vez mais utilizado nas áreas clínica e de pesquisa em diferentes populações, incluindo a de crianças com diagnóstico de Paralisia Cerebral (PC). No entanto, poucos estudos analisaram a relação entre estes três componentes nesta população (dos Santos et al., 2011a). De acordo com resultados de alguns estudos, um menor nível de participação social em crianças com PC foi relacionado ao comprometimento em estruturas e funções do corpo, como a espasticidade e a execução de atividades funcionais (Beckung e Hagberg, 2002; Kerr et al., 2007; Wright et al., 2008).

Dentre as atividades funcionais relevantes para um maior entendimento sobre a relação entre estes componentes; pode-se destacar a atividade sentado para de pé (ST-DP). Esta é executada diversas vezes por dia (Seven et al., 2008) e representa um componente fundamental da mobilidade funcional (Park et al., 2006); sendo, portanto, um dos pré-requisitos para a independência na vida diária (Roy et al., 2007).

Estudos caracterizaram a atividade ST-DP em crianças com PC, assim como verificaram a influência de fatores extrínsecos para sua execução e a aplicação desta atividade para avaliação e intervenção (dos Santos et al., 2011b). Dentre estes estudos,

Park et al. (2003) encontraram que crianças com PC utilizam movimentos compensatórios como maior flexão anterior do tronco e do quadril, extensão abrupta de joelho e rotação pélvica para executar a atividade ST-DP. Estes autores também observaram que estas crianças requerem um maior tempo para executar a tarefa e apresentam redução no momento extensor do joelho e na geração de potência das articulações de joelho e quadril. Foi sugerido que estas estratégias de movimento seriam adotadas como uma maneira de compensar a fraqueza de músculos do membro inferior, por meio de um deslocamento anterior do centro de massa (Park et al., 2003).

Van der Heijden et al. (2009) demonstraram que a fraqueza de extensores de joelho culmina em uma mudança da estratégia de movimento adotada para executar a atividade ST-DP em adultos, a qual se caracteriza como o aumento do deslocamento anterior do tronco. Por meio desta mudança ocorre uma transferência do esforço dos músculos extensores de joelho para os músculos extensores de quadril e flexores plantares de tornozelo, diminuindo a sobrecarga sobre os mesmos. Da mesma forma, Lord et al. (2002) encontraram que a força muscular é o fator que mais influencia a execução da atividade ST-DP, dentre outros fatores como, por exemplo, equilíbrio, controle sensorio-motor e dor, entre outros.

Assim, alguns estudos analisaram a correlação entre a capacidade de gerar torque extensor de joelho, como por exemplo por meio de avaliações no dinamômetro isocinético, e a execução da atividade ST-DP em adultos e idosos (Gross et al., 1998; Corrigan et al., 2001; Eriksrud e Bohannon et al., 2003; Inkster, 2003; Lomaglio e Eng et al., 2005; Mizner e Snyder-Mackler, 2005). De acordo com os resultados destes estudos encontrou-se que a menor capacidade de gerar torque extensor de joelho está associada a um desempenho alterado na execução da atividade ST-DP.

Estes resultados permite-nos sugerir que há uma possível relação entre a capacidade de gerar torque extensor de joelho e a execução da atividade ST-DP em crianças com PC. No entanto, não foi encontrado na literatura pesquisada, nenhum estudo que verificasse esta relação nesta população. O conhecimento acerca desta relação permitirá compreender como alterações específicas na dimensão de estrutura e função do corpo podem alterar o desempenho funcional.

Ainda, como proposto pelo modelo da CIF, o conhecimento da relação destes componentes com a participação social é relevante; visto que permite o entendimento de fatores que podem influenciar a maneira como o indivíduo interage com o meio em que vive. Estudos demonstraram que menores índices de qualidade de vida e maior dependência em atividades da vida diária foram relacionadas a maiores tempo de execução para a atividade ST-DP em adultos e idosos (Janssen et al., 2002; Duncan e Earhart, 2011).

Desta forma, o presente estudo teve por objetivo comparar as estratégias de movimento utilizadas e a duração necessária para executar a atividade ST-DP, a capacidade de gerar torque e o nível de participação social de crianças com PC e seus pares típicos. Sugeriu-se que as crianças com PC apresentariam menor capacidade de gerar torque extensor de joelho, modificações nas estratégias adotadas para executar a atividade ST-DP e menores escores na participação social.

Além disso, objetivou-se analisar como estes fatores interagem entre si. Sugeriu-se que crianças com PC com menor capacidade de gerar torque extensor de joelho obteriam alterações na execução da atividade ST-DP e na participação social; assim como crianças com PC com maior duração nesta atividade apresentariam menores escores na participação social. Por meio do conhecimento destas relações a escolha de componentes a serem avaliados de forma mais específica, assim como de objetivos de

reabilitação focados na melhora da funcionalidade e da integração na comunidade podem ser melhor fundamentados.

MÉTODOS

Participantes

Os responsáveis por 40 crianças típicas e 15 crianças com PC hemiparética espásticas foram convidados a participar do estudo. Destes, 20 se recusaram a participar e 10 foram excluídas por não adequarem-se aos critérios de inclusão. Desta forma, 18 crianças típicas e 7 crianças com PC participaram do estudo.

A amostra do estudo foi constituída por dois grupos; um grupo composto por crianças típicas e um formado por crianças com diagnóstico de PC.

O grupo de crianças típicas foi composto por 18 crianças, de ambos os gêneros (9 feminino, 9 masculino), com idade entre 5 e 10 anos ($8,4 \pm 2,3$ anos), e massa corporal ($31,0 \pm 8,9$ Kg) e altura ($1,28 \pm 0,15$ cm) dentro do percentil esperado para a idade na data da avaliação (Riddiford-Harland et al., 2006). Foram excluídas crianças que apresentassem alguma alteração osteomioarticular, praticassem atividade física de forma regular com uma frequência superior a 3 vezes por semana e que tivessem nascido prematuras.

O grupo de crianças com PC foi formado por 7 crianças com PC do tipo hemiparesia espástica, classificadas como nível I (4 crianças) ou II (3 crianças) de acordo com o Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS), de ambos os sexos (5 feminino, 2 masculino), com idade entre 5 e 10 anos ($8,0 \pm 2,2$ anos), e peso ($27,9 \pm 12$ Kg) e altura ($1,28 \pm 0,19$ cm) dentro do percentil esperado para a idade.

Para serem incluídas no estudo, as crianças deveriam possuir capacidade mental e física que possibilitasse a compreensão dos comandos dados; ter capacidade de transferir-se da postura sentada para em pé independentemente; não apresentar encurtamento ou deformidade física; estar em atendimento fisioterapêutico regular (2 vezes na semana); possuir tônus muscular classificado como leve (Escala de Asworth Modificada) (Bohannon e Smith, 1987).

Além disso, como critério de não-inclusão no estudo foram considerados: a) realização de procedimento cirúrgico ortopédico a menos de um ano antes da admissão no estudo; b) aplicação de toxina botulínica a menos de 6 meses antes da admissão no estudo; c) uso ou alterações de medicação que pudessem afetar a força ou tônus muscular; d) participação em um programa de fortalecimento muscular a menos de 6 meses antes da admissão no estudo; e) presença de doenças cardíacas congênitas (cardiomiopatias, hipertensão pulmonar).

O estudo foi realizado de acordo com as Diretrizes e Normas Regulamentadoras das Pesquisas Envolvendo Seres Humanos (Resolução 196/1996, Conselho Nacional de Saúde) e foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos (Parecer nº 479/2010) (ANEXO A). Todos os responsáveis assinaram previamente o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE C).

Procedimentos

Após a aquisição do termo de consentimento, foi realizada uma avaliação física inicial, na qual foram coletados: altura, peso, comprimento real do membro, comprimento da coxa, comprimento da perna, e comprimento e largura dos pés de ambos os membros inferiores (APÊNDICE D). Estes dados foram utilizados para a

obtenção do fator corporal, como reportado em um estudo prévio (Estudo 2 desta dissertação).

Além disso, nesta avaliação foram obtidos dados referentes ao tônus e força muscular e a amplitude de movimento articular, com a finalidade de observar se as crianças poderiam ser inclusas no estudo. Além disso, esta avaliação permitiu a determinação da dominância do membro inferior do grupo controle. O membro dominante foi definido como aquele preferido para chutar uma bola o mais distante possível (Burnett et al., 2011). Todas as crianças apresentaram dominância no membro inferior direito.

Para a coleta dos dados de produção de torque foi realizada uma avaliação no dinamômetro isocinético. Com a finalidade de avaliar a execução da atividade ST-DP foi realizada uma análise cinemática. Para a coleta referente à participação social foi utilizada a Escala *Life Habits for Children* (LIFE-H). Todos os testes foram realizados pelo mesmo avaliador.

Avaliação Isocinética. Para a avaliação da articulação do joelho foi utilizado o dinamômetro isocinético Biodex Multi-Joint System 3 (Biodex Medical System, Shyrley, NY) no modo passivo concêntrico, visto que crianças com PC apresentam dificuldade para iniciar o movimento do braço de alavanca (Nordez et al., 2008; Tiffreau et al., 2007; Ross & Engsborg, 2007). Além disso, foi adotada uma velocidade angular de 60°/s, pois esta se relaciona a capacidade muscular em gerar torque para executar atividades da vida diária (Ferri et al., 2003).

As crianças foram posicionadas sentadas na cadeira e estabilizadas por meio de cintos sob o tronco e a coxa, com os quadris e os joelhos posicionados a 90°. O epicôndilo lateral foi alinhado com o eixo de rotação mecânico do dinamômetro e o

braço de resistência foi fixado 3 cm acima do maléolo lateral (Figura 1). A amplitude de movimento adotada foi definida como 70°, partindo de 90° de flexão até 20° de extensão do joelho (0° como extensão completa) (Ayalon et al., 2000; Damiano et al., 2010). Um suporte adicional posterior ao tronco da criança foi utilizado quando necessário, com a finalidade de garantir o alinhamento correto entre o eixo de rotação do joelho e do dinamômetro. Este protocolo foi estabelecido como confiável em estudo prévio (APÊNDICE E).



Figura 1. Posicionamento da Criança no Dinamômetro Isocinético

Após a explicação do teste, foi pedido para que a criança permanecesse o mais relaxada possível enquanto o dinamômetro movia seu membro inferior pela amplitude de movimento de forma passiva. A curva produzida por meio deste teste foi utilizada para a normalização dos dados (APÊNDICE F). Posteriormente a este procedimento, a criança foi familiarizada com o equipamento, por meio da execução de três contrações submáximas. Após 2 minutos de descanso, 5 contrações voluntárias máximas foram executadas. Durante a avaliação, as crianças receberam estímulo verbal de incentivo para a realização do teste e visual pelas curvas de força geradas no monitor do dinamômetro.

Análise Cinemática. Para análise cinemática da atividade ST-DP foram utilizadas 4 câmeras de vídeo digitais (30Hz). A calibração do sistema foi realizada a partir da filmagem de um objeto com dimensões de 150x75x140cm, contendo 77 marcadores esféricos de 10mm de diâmetro. A definição do sistema de referência global foi obtida por meio deste objeto, no qual o eixo X foi orientado anteriormente, o eixo Y superiormente e o eixo Z a direita dos participantes (Wu e Cavanagh, 1995).

Após a calibração do sistema 26 marcadores anatômicos passivo e refletivos foram fixados em pontos anatômicos específicos. Posteriormente a fixação dos marcadores, duas tentativas foram realizadas de modo a permitir a adaptação dos participantes à atividade. Em seguida, três tentativas da atividade ST-DP foram efetivamente registradas. O software Dvideow (*Digital Video for Biomechanics for Windows 32 bits*) foi utilizado para o rastreamento dos marcadores. Um maior detalhamento dos procedimentos metodológicos adotados pode ser verificado em estudo prévio (estudo 2 desta dissertação).

Aplicação da LIFE-H. O LIFE-H é um instrumento validado e confiável, e o que mais contempla os itens referentes a participação social da CIF (Morris et al., 2005). Este instrumento tem como objetivo avaliar como as crianças adquirem seus hábitos de vida, os quais são definidos como as atividades regulares e regras sociais que permitem a criança sobreviver e atingir seu potencial na sociedade em que vive (Fougeyroullas et al., 1998). Para isto avalia 12 dimensões: nutrição, condicionamento físico, cuidado pessoal, comunicação, habitação, mobilidade, responsabilidades, relações interpessoais, vida comunitária, ambiente escolar, emprego e recreação (Noreau et al., 2007).

Um escore para cada item é gerado com base na combinação de pontuações referentes à capacidade de realizar um determinado item e ao auxílio necessário para sua execução. Após o preenchimento do escore de cada item, o número total de itens que foram aplicados e o número total da pontuação obtida em cada item foram calculados. Posteriormente, foi obtido o escore ponderado a partir do cálculo da seguinte fórmula: $(\text{Total da pontuação obtida} \times 10) \div (\text{Número de itens aplicados} \times 9)$. O escore ponderado varia de 0 a 10, sendo 10 o maior nível de realização dos hábitos de vida (Noreau et al., 2007).

A LIFE-H foi aplicada por um examinador familiarizado com a escala, por meio de entrevista com os pais ou responsáveis pela criança. Foi obtido um índice de concordância intra-observador de 94%.

Análise dos Dados

Avaliação Isocinética. Os dados foram obtidos com uma frequência de aquisição de 100Hz, exportados e processados por meio do *software* MatLab®. As médias do pico de torque extensor do joelho foram consideradas. Para a avaliação isocinética foram consideradas como variáveis a média dos valores do pico de torque extensor obtidos entre as 5 tentativas de teste. Os dados foram normalizados pela massa corporal e multiplicados por 100 (N/KgX100) (Dvir et al., 1990).

Para ambas as avaliações cinemática e isocinética foram analisados os membros dominante e não dominante de criança típicas, e os membros sadio e afetado de crianças com PC.

Análise Cinemática. As matrizes tridimensionais com os dados brutos foram importadas para o *software* MatLab® (version 7.0.1, MathWorks Inc., Natick, USA); no

qual os dados foram filtrados por meio de um filtro digital *Butterworth* passa-baixa de 4ª ordem, com frequência de corte de 4 Hz. No mesmo, também foram definidos os sistemas de coordenada locais do tronco, pelve, coxa, perna e pé. Posteriormente, algoritmos foram utilizados para a obtenção das rotações relativas entre os segmentos corporais por meio das convenções dos ângulos de Euler (Wu e Cavanagh, 1995). A seqüência de rotações adotada foi Z,X,Y. Para maiores descrições do procedimento metodológico adotado, recorrer ao estudo 2 desta dissertação.

As variáveis utilizadas neste estudo foram as mesmas referidas no estudo 2 desta dissertação.

LIFE-H. Foram utilizados os escores ponderados referentes a cada uma das 12 dimensões; assim como o escore total obtido por meio da média das 12 dimensões.

Análise Estatística

Inicialmente foi realizada uma análise descritiva das variáveis estudadas, por meio da média e do desvio padrão. A normalidade e homogeneidade de variâncias foram verificadas, respectivamente, por meio dos testes de Shapiro-Wilk e Levene.

Comparação entre Crianças Típicas e com PC. Com o intuito de comparar os dados referentes ao tornozelo, joelho e quadril nos dois grupos estudados foi utilizada uma análise de covariância de uma via (*One-way ANCOVA*), com o fator corporal sendo considerado como a covariável para as variáveis cinemáticas angulares e a idade como a covariável para as variáveis isocinéticas com distribuição normal. Além disso, o teste de variância de uma via (*One-Way ANOVA*) foi aplicado para as variáveis cinemáticas temporais. Foi utilizado o *post-hoc* de Dunn. Para as variáveis com

distribuição não normal foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis, e o teste de Mann-Whitney caso alguma diferença fosse verificada.

Com a finalidade de comparar as variáveis cinemáticas angulares de tronco e os escores da LIFE-H entre crianças típicas e com PC foi utilizado o teste T independente para variáveis com distribuição normal e o teste de Mann-Whitney para variáveis sem normalidade em sua distribuição.

Correlações. Para verificar a linearidade das relações, um modelo de ajuste incluindo um termo linear foi comparado a um modelo de ajuste contendo uma função não-linear, por meio de uma abordagem de modelos aditivos generalizados (Weiner et al., 1993). Além disso, as variáveis cinemáticas angulares apresentaram forte correlação com o fator corporal, sendo, portanto, realizada uma correlação Semi-Parcial. Foi realizada uma predição da variável dependente por meio de modelos matemáticos de regressão linear e quadrática simples.

As seguintes variáveis foram correlacionadas nos dois grupos estudados: a) variáveis angulares e pico de torque extensor de joelho; b) variáveis temporais e pico de torque extensor de joelho; c) duração total da atividade ST-DP e pico de torque extensor de joelho com o escore total da LIFE-H.

Para as comparações entre crianças típicas e com PC e as correlações foi considerado um nível de significância de $p < 0,05$. A correção de Bonferroni foi aplicada para as comparações múltiplas. Para a comparação entre os membros das variáveis sem normalidade foi considerado nível de significância de $p < 0,0125$. Os índices das correlações foram considerados de 0,9 à 1 como muito fortes; 0,7 à 0,89 como fortes; 0,5 à 0,69 como moderados e 0,26 à 0,49 como fracos (Monroe, 1993).

RESULTADOS

Comparação entre as Crianças Típicas e com PC

Avaliação Isocinética. Constatou-se diferença significativa entre os dois grupos para a média do pico de torque extensor de joelho ($F(3, 45)=3,153, p=0,034$). O membro afetado de crianças com PC obteve menor pico de torque extensor de joelho em relação aos membros dominante e não-dominante de crianças típicas ($p<0,05$) (Figura 2).

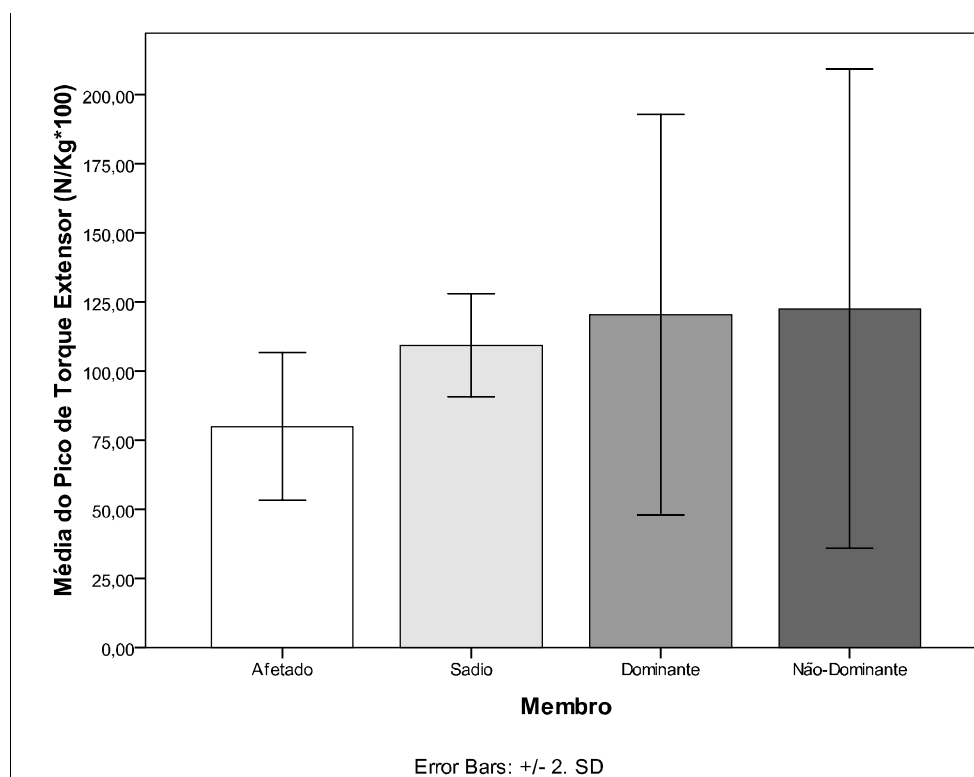


Figura 2 – Média do pico extensor de joelho nos membros afetado e sadio de crianças com PC e dominante e não dominante de crianças típicas.

Análise Cinemática. Constatou-se ausência de diferença significativa entre os grupos quanto as variáveis angulares de tornozelo, joelho, quadril e tronco, nos planos sagital, frontal e transversal (Figura 3); com exceção da diferença Máx-Mín do tornozelo no plano transversal ($F(3, 44)=3,870, p=0,015$). Para esta variável, o membro afetado de

crianças com PC obteve maior valor em relação ao membro não-dominante ($p=0,009$) de crianças típicas (Tabela de 1 à 3).

Além disso, pode-se notar que as crianças com PC e as típicas não apresentaram diferença significativa entre si para a duração das fases 2 e 3. No entanto, foi observada diferença estatisticamente significativa para a duração das fases 1 ($F(3, 45)=6,369$, $p=0,001$), 4 ($F(3, 45)=47,788$, $p<0,001$), 5 ($U=2,00$, $p=0,004$) e para a duração total ($F(3, 45)=56,096$, $p < 0,001$).

O membro afetado de crianças com PC obteve maior duração em relação ao membro dominante e ao não dominante de crianças típicas para as fases 1, 4, 5 e duração total. Além disso, em crianças com PC, o membro afetado obteve maior duração para a fase 5 quanto ao membro sadio ($p<0,0125$).

Ainda, o membro sadio teve maior duração para as fases 1, 4 e duração total em relação aos membros dominante e não-dominante ($p<0,0125$) do grupo típico. Também foi encontrado que o membro dominante apresentou maior duração para a fase 5 em relação ao não dominante no grupo típico ($p<0,001$) (Tabela 4).

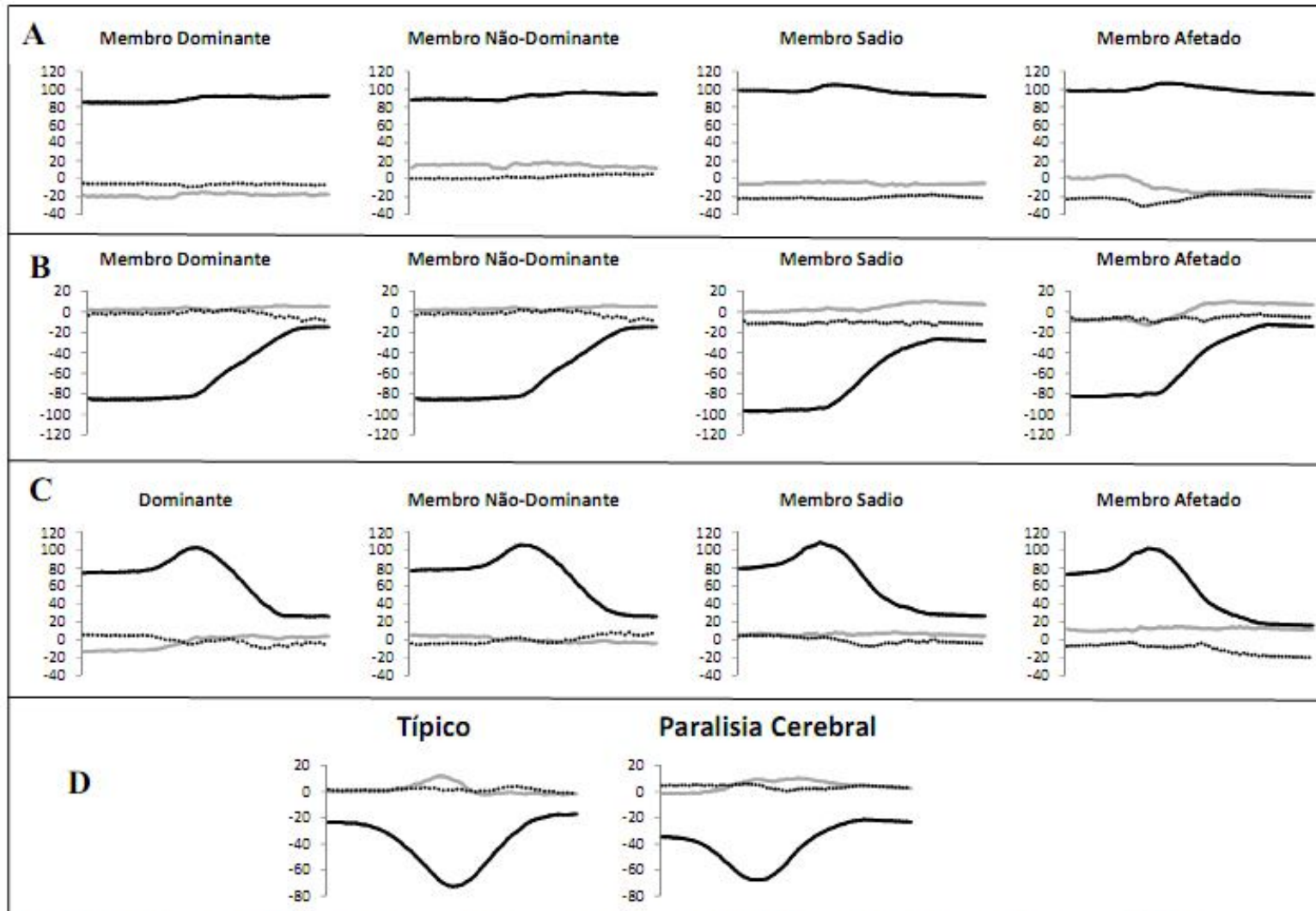


Figura 3. Curvas cinemáticas de uma criança típica e com PC. A. Tornozelo. B. Joelho. C. Quadril. D. Tronco. Planos sagital (—), frontal (---) e transverso (.....).

Tabela 1 - Valores angulares em média e desvio padrão (DP) no Plano Sagital de crianças com PC e típicas.

		Tornozelo	Joelho	Quadril	Tronco	
		Media(DP)	Media(DP)	Media(DP)	Media(DP)	
INÍCIO (°)						
PC	Afetado	+83,3(9,7)	-80,1(6,5)	+61,5(12,0)	PC	-25,3(4,6)
	Sadio	+92,6(9,2)	-83,5(11,0)	+58,5(9,8)		
Típicos	Dominante	+90,3(7,0)	-82,7(9,5)	+65,6(7,4)	Típicos	-25,7(5,1)
	NãoDominante	+88,7(7,3)	-78,9(9,6)	+64,7(8,0)		
MÁXIMO (°)						
PC	Afetado	+98,4(7,4)	-85,1(6,2)	+85,6(13,5)	PC	-64,6(10,6)
	Sadio	+104,9(9,7)	-87,6(10,4)	+82,3(11,8)		
Típicos	Dominante	+102,4(7,0)	-87,6(7,8)	+90,9(9,8)	Típicos	-66,6(7,5)
	NãoDominante	+101,0(8,6)	-83,4(8,7)	+89,6(11,2)		
MÁXIMO/INÍCIO						
PC	Afetado	+15,1(7,0)	-5,0(4,6)	+24,0(8,0)	PC	-40,9(10,4)
	Sadio	+12,3(5,7)	-4,1(4,0)	+24,2(9,1)		
Típicos	Dominante	+12,1(4,3)	-4,9(4,2)	+25,3(7,4)	Típicos	-38,9(6,8)
	NãoDominante	+12,3(5,0)	-4,4(4,0)	+24,9(6,1)		
FIM (°)						
PC	Afetado	+90,3(5,0)	-18,6(5,8)	+23,6(9,5)	PC	-21,8(5,1)
	Sadio	+95,3(7,8)	-20,2(6,8)	+17,7(6,0)		
Típicos	Dominante	+93,4(6,1)	-15,4(6,7)	+17,7(4,5)	Típicos	-19,5(6,2)
	NãoDominante	+92,6(7,6)	-13,4(6,4)	+17,4(5,8)		

Tabela 2 - Valores angulares em média e desvio padrão (DP) no Plano Frontal de crianças com PC e típicas.

		Tornozelo	Joelho	Quadril	Tronco	
		Media(DP)	Media(DP)	Media(DP)	Media(DP)	
INÍCIO (°)						
PC	Afetado	-16,8(20,3)	-10,4(7,2)	-11,4(8,2)	PC	-2,0(1,3)
	Sadio	-10,4(5,7)	-7,6(6,6)	-6,3(6,3)		
Típicos	Dominante	-15,1(13,2)	-6,2(6,2)	-5,7(5,2)	Típicos	-2,7(2,1)
	NãoDominante	-8,2(6,3)	-6,0(4,6)	-8,6(6,1)		
MÁXIMO/INÍCIO						
PC	Afetado	4,4(5,0)	-15,0(3,0)	12,7(9,5)	PC	6,1(3,4)
	Sadio	5,5(2,7)	-12,8(6,4)	9,4(4,8)		
Típicos	Dominante	4,8(2,1)	-13,4(5,9)	10,1(5,9)	Típicos	10,5(4,0)
	NãoDominante	4,2(2,6)	-10,0(5,2)	9,3(8,3)		
MÍNIMO/INÍCIO						
PC	Afetado	12,1(4,6)	-5,7(4,4)	4,3(3,1)	PC	3,0(2,1)
	Sadio	7,9(8,6)	-2,3(2,2)	6,2(5,6)		
Típicos	Dominante	6,0(3,1)	-2,7(2,5)	5,6(7,4)	Típicos	3,2(4,0)
	NãoDominante	7,2(3,7)	-3,6(3,0)	7,0(4,7)		
DIFERENÇA MÁX-MÍN						
PC	Afetado	16,6(4,7)	20,7(2,8)	17,0(8,7)	PC	9,1(2,8)
	Sadio	15,6(8,5)	15,1(6,5)	15,6(7,9)		
Típicos	Dominante	10,8(3,6)	16,1(4,9)	15,7(6,9)	Típicos	13,7(5,9)
	NãoDominante	11,6(4,2)	13,6(5,7)	16,3(7,4)		
FIM (°)						
PC	Afetado	-21,5(11,1)	+6,8(3,2)	+5,3(4,5)	PC	2,2(2,1)
	Sadio	-11,1(6,4)	+6,7(2,0)	+6,3(2,9)		
Típicos	Dominante	-18,3(13,7)	+5,5(2,8)	+5,6(7,4)	Típicos	2,5(3,8)
	NãoDominante	-10,0(8,2)	+5,4(3,0)	+4,2(3,6)		

Tabela 3 - Valores angulares em média e desvio padrão (DP) no Plano Transverso de crianças com PC e típicas.

		Tornozelo	Joelho	Quadril	Tronco	
		Media(DP)	Media(DP)	Media(DP)	Media(DP)	
INÍCIO (°)						
PC	Afetado	-14,2(11,4)	+23,9(19,6)	+6,8(3,4)	PC	4,9(2,5)
	Sadio	-15,5(8,2)	+21,6(8,7)	+4,0(3,6)		
Típicos	Dominante	-17,8(7,7)	+22,4(8,9)	+4,3(4,2)	Típicos	4,3(4,1)
	NãoDominante	-16,4(7,1)	+16,4(10,7)	+5,7(4,2)		
MÁXIMO/INÍCIO						
PC	Afetado	7,0(5,7)	7,2(4,8)	10,9(9,0)	PC	7,7(2,9)
	Sadio	7,0(5,5)	8,2(2,8)	6,8(4,1)		
Típicos	Dominante	5,7(3,6)	6,1(3,7)	6,9(5,5)	Típicos	5,9(3,0)
	NãoDominante	4,5(2,9)	6,9(4,0)	7,0(4,0)		
MÍNIMO/INÍCIO						
PC	Afetado	10,4(7,4)	5,5(2,6)	6,9(3,4)	PC	6,9(9,1)
	Sadio	5,2(2,9)	5,0(3,6)	9,2(5,5)		
Típicos	Dominante	4,7(3,4)	5,0(4,1)	7,5(5,6)	Típicos	5,0(3,9)
	NãoDominante	5,2(4,0)	6,9(5,3)	7,4(5,0)		
DIFERENÇA MÁX-MÍN						
PC	Afetado	17,4(7,2)	12,7(4,0)	17,8(6,0)	PC	14,6(9,5)
	Sadio	11,7(7,0)	13,2(3,8)	16,0(5,0)		
Típicos	Dominante	10,4(3,9)	11,1(4,0)	14,5(5,3)	Típicos	11(3,6)
	NãoDominante	9,7(3,7)	13,8(4,9)	14,3(4,4)		
FIM (°)						
PC	Afetado	-16,4(6,8)	+21,4(14,3)	+10,0(8,9)	PC	4,8(3,8)
	Sadio	-11,7(7,0)	+19,5(5,4)	+6,7(4,0)		
Típicos	Dominante	-15,0(7,2)	+21,1(8,3)	+7,0(4,8)	Típicos	5,1(4,9)
	NãoDominante	-14,7(7,8)	+15,0(8,5)	+7,8(5,8)		

Tabela 4. Duração das Fases e Duração Total da Atividade ST-DP em crianças com PC e típicas.

	Paralisia Cerebral		Típicos	
	Membro Afetado	Membro Sadio	Membro Dominante	Membro Não-Dominante
Fase 1 (segundos)	0,62(0,07)	0,64(0,07)	0,52(0,09)	0,52(0,10)
Fase 2 (segundos)	0,08(0,03)	0,10(0,05)	0,07(0,05)	0,06(0,04)
Fase 3 (segundos)	0,10(0,05)	0,05(0,02)	0,10(0,07)	0,11(0,10)
Fase 4 (segundos)	0,82(0,09)	0,76(0,17)	0,41(0,11)	0,41(0,08)
Fase 5 (segundos)*	0,38(0,04)	0,25(0,05)	0,23(0,03)	0,37(0,05)
Duração Total*	1,99(0,13)	1,81(0,11)	1,34(0,15)	1,48(0,19)

Escala LIFE-F. As crianças com PC obtiveram menores escores em relação às crianças típicas de forma estatisticamente significativa para as dimensões de nutrição ($t(23)=-2,710$, $p=0,012$), cuidados pessoais ($U=17$, $p=0,004$), comunicação ($U=23$, $p=0,014$) e relações interpessoais ($U=23$, $p=0,014$); assim como para o escore total ($t(23)=-3,432$, $p=0,002$) (Figura 4).

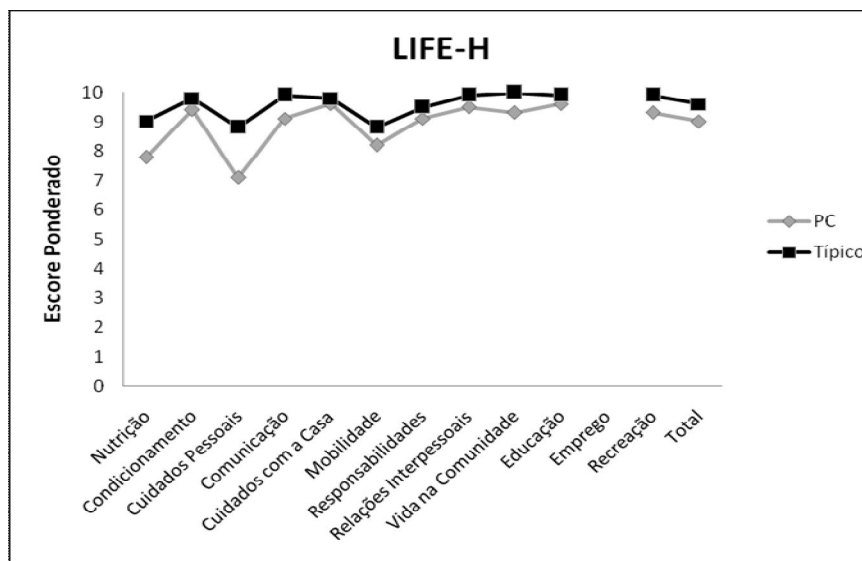


Figura 4 – Escores obtidos nas 12 dimensões da LIFE-H e Escore Total em crianças com PC e típicas.

Análise das Correlações

Variáveis angulares e pico de torque extensor de joelho. No grupo de crianças típicas não foram encontradas correlações significativas para estas variáveis.

No entanto, foi verificada correlação estatisticamente significativa de forte à muito forte para as crianças com PC em relação a algumas variáveis (Tabela 5). As correlações entre estas variáveis não foi linear (Figura 5). A regressão não-linear simples estabeleceu graus de moderado à forte de explicação para as variáveis resposta (Tabela 5).

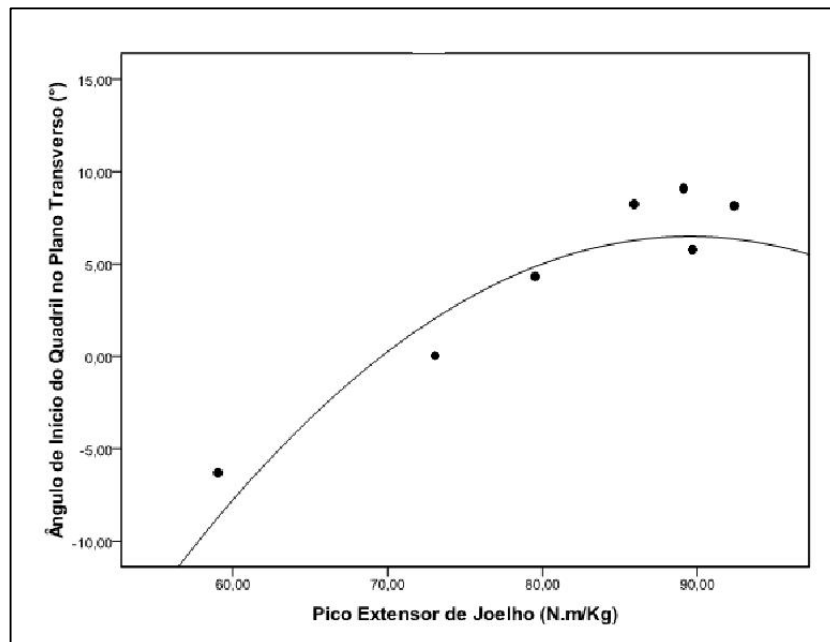


Figura 5. Exemplo da não-linearidade nas correlações encontradas entre as variáveis cinemáticas e o pico extensor de joelho. Relação entre pico extensor de joelho e ângulo de início do quadril no plano transverso.

Tabela 5 – Resultados das correlações entre variáveis isocinéticas com as angulares e das regressões simples para as variáveis preditas.

	Variável predita	Variável preditora	R	R ² Ajustado	P
Membro Afetado	Pico	Início Tronco Sagital	-0,98	0,94	<0,005
	Extensor	Mínimo Tornozelo Frontal	-0,90	0,81	0,005
		Fim Tornozelo Transverso	0,82	0,68	0,03
		Início Quadril Transverso	0,80	0,64	0,30
Membro Sadio	Pico	Fim Joelho Sagital	-0,78	0,53	0,043
	Extensor	Fim Tronco Frontal	-0,76	0,49	0,048
		Máximo Joelho Transverso	0,86	0,76	0,010
		Início Joelho Transverso	0,81	0,64	0,031
		Máximo Tronco Transverso	0,80	0,64	0,029

Variáveis temporais e isocinéticas. De acordo com os resultados encontrados não houve correlação estatisticamente significativa para as variáveis temporais e isocinéticas.

Variáveis isocinéticas e duração total com o escore total da LIFE-H. Não foi encontrada correlação estatisticamente significativa entre estas variáveis para os dois grupos estudados.

DISCUSSÃO

De acordo com o modelo de funcionalidade proposto pela CIF, a avaliação de um indivíduo deve ser considerada quanto a integridade de suas estruturas e funções do corpo, capacidade de executar atividades funcionais e participar do meio em que vive (dos Santos, et al., 2011b). Desta forma, o presente estudo teve como objetivo comparar estes três componentes da funcionalidade entre crianças com PC e seus pares típicos, por meio da capacidade de gerar torque extensor de joelho, executar a atividade ST-DP e realizar hábitos de vida. Ainda, visou verificar a relação entre os mesmos.

Torque extensor de joelho, atividade ST-DP e participação social em crianças típicas e com PC

Considerando-se o componente de estrutura e função do corpo foi demonstrado que as crianças com PC obtiveram menor capacidade de gerar torque máximo extensor de joelho quando comparadas a crianças típicas. Estes resultados estão de acordo com estudos encontrados na literatura (Damiano et al., 2001; Seniorou et al., 2007; Damiano et al., 2010).

Encontrou-se que crianças com PC possuem como déficit principal alterações na ativação muscular que incluem diminuição na taxa de disparo durante contrações voluntárias máximas (Rose e MacGill, 2007), e modificações no sinergismo e coativação muscular (Tedroff et al., 2006). Estas culminam em alterações na morfologia muscular como diminuição do tamanho do músculo (Elder et al., 2003; Moreau et al., 2009); aumento do tecido adiposo intramuscular (Stackhouse et al., 2005); acúmulo de colágeno tipo I no músculo espástico (Dietz et al., 1995; Booth et al., 2001); e hipotrofia de fibras musculares tipo I e II (Rose et al., 1994; Ito et al., 1996; Marbini et al., 2002); as quais estão relacionadas a uma menor geração de torque máximo (Geoffrey et al., 2003).

No entanto, considerando o componente de atividades funcionais, pode-se observar que as crianças com PC apresentaram estratégias semelhantes as crianças típicas para executar a atividade ST-DP, com exceção da diferença Máx-Mín do tornozelo no plano transversal. A estratégia de movimento escolhida envolveu uma leve inclinação anterior de tronco com posterior extensão dos membros inferiores. Esta estratégia é frequentemente adotada por adultos saudáveis (Hughes et al., 2002; van der Heidjen et al. 2009) e considerada eficiente, visto que envolve a utilização de baixas

sobrecargas musculares (Schultz et al., 1992; Doorenbosch et al., 1994; van der Heidjen et al., 2009). Desta forma, pode-se concluir que as crianças com PC hemiparéticas espásticas e típicas do presente estudo apresentaram uma estratégia eficiente para a execução da atividade ST-DP.

Foi observado que o membro afetado de crianças com PC obteve maior amplitude para os movimentos de inversão e eversão do que o membro não-dominante de crianças típicas. Acredita-se que isto se deva ao fato de que crianças com PC do tipo hemiparesia possuem alterações no sinergismo muscular do tornozelo (Zaino e MacCoy, 2008). Assim, a adoção da postura em pé requer estratégias de estabilização para manter o controle postural. No entanto, apesar desta diferença, a atividade ST-DP ainda foi realizada por meio da adoção de uma estratégia eficiente.

Estes resultados diferem dos encontrados por Park et al. (2003). Segundo estes autores, crianças com PC do tipo hemiparesia espástica obtiveram um maior ângulo máximo de inclinação pélvica e dorsiflexão do tornozelo em ambos os membros inferiores; assim como maior ângulo máximo de flexão de joelho e menor extensão do quadril no final da atividade no membro afetado.

As diferenças entre os dois estudos pode estar associada ao fato de que as crianças avaliadas por Park et al. (2003) possuíam maior grau de comprometimento motor; visto que não eram capazes de caminhar de forma independente. A prática específica à tarefa e constante de atividades funcionais que envolvem descarga de peso, como a atividade ST-DP, permite o refinamento no envio dos comandos neurais aos músculos e o ganho de força muscular necessária para executar atividades funcionais (Carr & Shepherd, 1998; Blundell et al., 2003). Pode-se sugerir que as crianças do presente estudo por possuírem a capacidade de realizar a atividade ST-DP diariamente sem a necessidade de auxílio externo; puderam refinar seus comandos neurais por meio

da prática na tarefa e realizar estratégias de movimento semelhantes aos seus pares típicos.

Também foi demonstrado que a duração das fases 1, 4 e 5 e o tempo total para a execução da atividade ST-DP foi maior em crianças com PC. A fase 1 envolve um deslocamento anterior do tronco com conseqüente aproximação do centro de massa corporal ao centro articular do joelho (Park et al., 2003). Esta está associada a modificações na distribuição dos esforços de músculos dos membros inferiores, com conseqüências diretas na eficiência para executar a tarefa (Van der Heijden et al., 2009). Assim, a fase 1 pode ser considerada uma fase de preparação para a transição para a postura em pé, envolvendo a capacidade de realizar ajustes antecipatórios. As fases 4 e 5, por sua vez, podem ser associadas a capacidade de aquisição de uma postura estável em pé podendo ser consideradas como fases de estabilização.

Estudos demonstraram que crianças com PC possuem menor capacidade de realizar ajustes antecipatórios (Zaino e McCoy, 2008; Liu et al., 2007), assim como dificuldades para adquirir posturas estáveis (Liao et al., 2003; Shumway-Cook et al., 2003). Desta forma, acredita-se que uma maior duração para estas fases tenha sido uma estratégia compensatória adotada por estas crianças com o intuito de que a atividade ST-DP fosse executada por meio de estratégias motoras eficientes.

No entanto, vale ressaltar que a duração total nas crianças com PC foi inferior a 2 segundos, que é associado a uma baixa sobrecarga biomecânica (Yoshioka et al., 2009) e um valor de referência em indivíduos adultos saudáveis (Shepherd & Koh, 1996; Papa & Cappozzo, 2000). Assim, mesmo obtendo maior duração na execução da atividade ST-DP, as crianças com PC ainda apresentaram estratégias temporais eficientes para executá-la.

Considerando o componente de participação social, foi demonstrado que as crianças com PC apresentaram menores escores para as dimensões de nutrição, cuidados pessoais, comunicação, relações interpessoais e para o escore total na LIFE-H. Estes resultados estão de acordo com estudos anteriores (Schenker et al., 2005; Beckung et al., 2007; Majnemer et al., 2008; Parkes e Hill, 2010).

As diferenças encontradas entre os grupos estudados foram em dimensões que refletem a capacidade de executar habilidades manuais e com a linguagem. Estudos demonstraram que crianças com PC do tipo hemiparesia espástica e comprometimento funcional leve apresentam dificuldades em executar atividades que requerem controle motor fino (Eliasson et al., 2006; Sgandurra, 2011).

Assim, pode-se observar que as crianças do presente estudo apresentaram alterações em componentes de estrutura e função do corpo (torque extensor de joelho) e na participação social de atividades relacionadas a função motora fina e linguagem. Estes resultados estão de acordo com as hipóteses anteriormente levantadas.

No entanto, as mesmas foram semelhantes as crianças típicas para a execução da atividade ST-DP e para participação social em dimensões relacionadas a função motora grossa, como mobilidade, condicionamento e recreação. Estes resultados não estão de acordo com as hipóteses anteriormente levantadas, e podem se atribuídos ao fato de o nível de comprometimento funcional das crianças do presente estudo ser leve.

Relação entre torque extensor de joelho, atividade ST-DP e participação social

De acordo com os resultados encontrados pode-se notar que a capacidade de gerar torque extensor de joelho teve alta relação com as variáveis angulares durante a execução da atividade ST-DP; resultados que estão de acordo com as hipóteses previamente levantadas. Pode-se observar que no membro afetado de crianças com PC

um menor pico extensor relacionou-se a uma maior flexão do tronco e maior rotação externa do quadril no início, assim como a uma maior abdução do tornozelo durante a atividade ST-DP e no fim da mesma. Considerando o membro sadio de crianças com PC notou-se que um menor pico extensor relacionou-se a uma maior rotação interna do joelho no início; maior flexão do joelho e flexão lateral do tronco no fim, e maior pico de rotação de joelho e de tronco.

Estes resultados estão de acordo com estudos realizados com idosos saudáveis (Alexander et al., 1991; Schenkman et al., 1996; Hughes et al., 1996; Corrigan et al., 2001; Ploutz-Snyder et al., 2002) e com patologias (Eriksrud e Bohannon, 2003; Inkster et al., 2003; Lomaglio e Eng, 2005; Farquhar et al., 2008), os quais encontraram que uma menor capacidade de gerar torque máximo relacionou-se a alterações no desempenho da atividade ST-DP.

No entanto, no presente estudo, as relações encontradas entre estas variáveis foi um relação não-linear. Isto significa que um acréscimo na capacidade de gerar torque extensor de joelho culmina em adoção de estratégias mais eficientes na execução da atividade ST-DP de forma crescente até um determinado limiar. Após o mesmo, ocorre uma estabilização na curva, na qual um aumento na capacidade de gerar torque provocaria efeitos mínimos no desempenho de atividades funcionais, ou seja, maiores torques não modificariam as estratégias adotadas (Figura 5).

Estes resultados estão de acordo com estudos anteriores (Buchner et al; 1996; Ferrucci et al., 1997; Corrigan et al., 2001; Ploutz-Snyder et al., 2002; Yoshioka et al., 2007). Buchner et al. (1996), ao avaliarem indivíduos idosos, verificaram que a relação entre força e velocidade para execução da marcha não apresentou uma relação linear. Em indivíduos com maior fraqueza houve uma associação entre força e função, enquanto que em indivíduos com maior força esta associação deixou de existir. Estes

autores sugeriram, portanto, que um possível limiar poderia existir nesta relação e, abaixo deste, uma diminuição na capacidade de gerar torque culminaria em alterações no desempenho motor.

Yoshioka et al. (2007) encontraram, em adultos saudáveis, que o momento articular do joelho necessário para a execução da atividade ST-DP variou entre 0,51 e 1,97 N.m/Kg. No presente estudo, o torque máximo de extensores de joelho avaliado por meio de um teste isocinético obteve uma média de 0,9 e 1,0 N.m/Kg, respectivamente, nos membros afetado e sadio de crianças com PC; e de 1,2 e 1,3 N.m/Kg, respectivamente, nos membros dominante e não-dominante de crianças típicas. Estes valores encontram-se dentro da amplitude necessária para a execução da atividade ST-DP encontrada por Yoshioka et al. (2007) em adultos.

Assim, de acordo com estes resultados, pode-se sugerir que a maioria das crianças com PC do presente estudo obtiveram uma capacidade de gerar torque extensor de joelho acima do limiar necessário para um desempenho eficiente na atividade ST-DP. Isto significa que apesar destas crianças terem menor capacidade de gerar torque extensor de joelho em relação às crianças típicas; sua capacidade de gerar torque parece ser suficientemente necessária para que o desempenho na atividade ST-DP não seja alterado.

CONCLUSÃO

De acordo com os resultados do presente estudo, foi possível verificar que as crianças com PC do tipo hemiparesia com comprometimento funcional leve apresentam alterações em estruturas e funções do corpo, como a menor capacidade de gerar torque extensor, e na participação social de dimensões que refletem a capacidade de executar habilidades manuais e funções de linguagem. No entanto, as mesmas são semelhantes

para a dimensão de atividade funcional, representada pela execução da atividade ST-DP, e participação social em dimensões que refletem a função motora grossa como mobilidade, condicionamento e recreação.

Ainda pode-se verificar que existe uma relação não-linear entre a capacidade de gerar torque extensor de joelho e a execução da atividade ST-DP em crianças com PC; com a maioria das crianças do presente estudo obtendo valores de torque acima do momento no qual a relação perde sua linearidade. Assim, para estas crianças a menor capacidade de gerar torque extensor não refletiu em alterações na execução da atividade ST-DP.

REFERÊNCIAS

- Alexander, N.B., Schultz, A.B., Warwick, D.N. (1991). Rising from a chair: effects of age and functional ability on performance biomechanics. *Journal of Gerontology*, 46, 91–98.
- Ayalon, M., Ben-Sira D., Hutzler, Y. Gilad, T. (2000). Reliability of isokinetic strength measurements of the knee in children with cerebral palsy. *Development Medicine and Child Neurology*, 42, 398–402.
- Battaglia, M., Russo, E., Bolla, A., Chiusso, A., Bertelli, S., Pellegri, A., Borri, G., Martinuzzi, A. (2004). International Classification of Functioning, Disability and Health in a cohort of children with cognitive, motor, and complex disabilities. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 46, 98–106.
- Beckung, E., Hagberg, G. Neuroimpairments, activity limitations, and participation restrictions in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 44, 309–316.
- Blundell, S.W., Shepherd, R.B., Dean, C.M., Adams, R.D. (2003). Functional strength training in cerebral palsy: a pilot study of a group circuit training class for children aged 4–8 years. *Clinical Rehabilitation*, 17, 48–57.
- Bohannon, R.W., Smith, M.B. (1987). Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Physical Therapy*, 67, 206–207.
- Booth, C.M., Cortina-Borja, M.J., Theologis, T.N. (2001). Collagen accumulation in muscles of children with cerebral palsy and correlation with severity of spasticity. *Development Medicine and Child Neurology*, 43, 314–320.
- Buchner D.M., Larson E.B., Wagner E.H., Koepsell T.D., de Lateur B.J. (1996). Evidence for a non-linear relationship between leg strength and gait speed. *Age Ageing*, 25, 386–39.
- Burnett, D.R., Campbell-Kyureghyan, N.H., Cerrito, P.B., Quesada, P.M. (2011). Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, 610–615.
- Carr, J.H., Shepherd, R.B. Neurological rehabilitation - Optimizing motor Performance. Oxford: Butterworth Heinemann, 1998.
- Cieza, A., Brockow, T., Ewert, T. et al. (2002). Linking health-status measurements to the International Classification of Functioning, Disability and Health. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 34, 205–210.
- Corrigan, D., Bohannon, R.W. (2001). Relationship between knee extension force and stand-up performance in community-dwelling elderly women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 1666–1672.
- Damiano, D.L., Arnold, A.S., Steele, K.M., Delp, S.L. (2010). Can strength training predictably improve gait kinematics? A pilot study on the effects of hip and knee extensor strengthening on lower-extremity alignment in cerebral palsy. *Physical Therapy*, 90, 269–279.
- Damiano, D.L., Martellotta, T.L., Quinlivan, J.M., Abel, M.F. (2001). Deficits in Eccentric Versus Concentric Torque in Children with Spastic Cerebral Palsy. *Medicine Science and Sports Exercise*, 33, 117–122.
- Dietz, V., Berger, W. (1995). Cerebral Palsy and Muscle Transformation. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 37, 180–184.
- Doorenbosch, C., Harpaar, J., Roebroek, M., Lankhorst, G. (1994). Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *Journal of Biomechanics*, 27, 1299–1307.

dos Santos, A.N., Pavão, S.L., de Campos, A.N., Rocha, N.A.C.F. (2011a). International Classification of Function, Disability and Health (ICF) in Children with Cerebral Palsy. *Disability and Rehabilitation*, 42, 27-134.

dos Santos, A.N., Pavão, S.L., Rocha, N.A.C.F. (2011b). Sit-to-stand movement in children with cerebral palsy: A critical review. *Research in Developmental Disabilities*, 32, 2243-2252.

Duncan, R.P., Leddy, A.L., Earhart, G.M. (2011). Five times sit-to-stand test performance in Parkinson's disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92, 1431-1436.

Dvir, Z., Shklar, A., Halperin, N., Robinson, D., Weissman, I., Ben-Shoshan, I. (1990). Concentric and eccentric torque variations of the quadriceps femoris in patellofemoral pain syndrome. *Clinical Biomechanics*, 5, 68-72.

Elder, G.C.B., Kirk, J., Stewart, G. et al. (2003). Contributing factors to muscle weakness in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 45, 542-550.

Eliasson, A.C., Forssberg, H., Hung, Y.C., Gordon, A.M. (2006). Development of hand function and precision grip control in individuals with cerebral palsy: a 13-year follow-up study. *Pediatrics*, 118, e1226-1236.

Eriksrud, O., Bohannon, R.W. (2003) Relationship of knee extension force to independence in sit-to-stand performance in patients receiving acute rehabilitation. *Physical Therapy*, 83, 544-551.

Farquhar, S.J., Reisman, D.S., Snyder-Mackler, L. (2008). Persistence of altered movement patterns during a sit-to-stand task 1 year following unilateral total knee arthroplasty. *Physical Therapy*, 88, 567-579.

Ferri, A., Scaglioni, G., Pousson, M., Capodaglio, P., Van Hoecke, J., Narici, M.V. (2003). Strength and power changes of the human plantar flexors and knee extensors in response to resistance training in old age. *Acta Physiol Scandinavia*, 177, 69-78.

Fougeyrollas, P., Noreau, L., Bergeron, H., Cloutier, R., Dion, S.A., St-Michel, G. (1998). Social consequences of long-term -185.

Hughes, M.A., Schenkman, M.L. (1996). Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. *Journal of Rehabilitation Research Development*, 33, 409-412.

Ibragimova, N., Granlund, M., Björk-Akesson, E. (2009). Field trial of ICF version for children and youth (ICF-CY) in Sweden: Logical coherence, developmental issues and clinical use. *Development Neurorehabilitation*, 12, 3-11.

Inkster, L., Eng, J.J., MacIntyre, D.L., Stoessl, A.J. (2003). Leg muscle torque is reduced in Parkinson's disease and relates to the ability to rise from a chair. *Movement Disorders*, 18, 157-62.

Ito, J., Araki, A., Tanaka, H., Tasaki, T., Cho, K., Yamazaki, R. (1996). Muscle histopathology in spastic cerebral palsy. *Brain Development*, 18, 299-303.

Janssen, W., Bussman, H., Stam, H. (2002). Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Physical Therapy*, 82, 866-879.

Kerr, C., McDowell, B., McDonough, S. (2006). The relationship between gross motor function and participation restriction in children with cerebral palsy: an exploratory analysis. *Child Care Health Development*, 33, 22-27.

Liao, S. F., Yang, T. F., Hsu, T. C., Chan, R. C., Wei, T. S. (2003). Differences in seated postural control in children with spastic cerebral palsy and children who are typically developing. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 622-626.

Liu, W.Y., Zaino, C.A., McCoy, S.W. (2007). Anticipatory postural adjustments in children with cerebral palsy and children with typical development. *Pediatr Physical Therapy*, 19, 188-195.

Lomaglio, M.J., Eng, J.J. (2005). Muscle strength and weight-bearing Symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait and Posture*, 22, 126–131.

Lord, S.R., Murray,S.M., Chapman,K., Munro,B., Tiedemann,A. (2002). Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, 57, M539–543.

Majnemer, A., Shevell, M., Law, M., Birnbaum, R., Chilingaryan, G., Rosenbaum, P., Poulin, C. (2008). Participation and enjoyment of leisure activities in school-aged children with cerebral palsy. *Development Medicine and Child Neurology*, 50, 751-758.

Marbini, A., Ferrari, A., Cioni, G., Bellanova, M.F., Fusco, C., Gemignani (2002). Immunohistochemical study of muscle biopsy in children with cerebral palsy. *Brain Development*, 24, 63-66.

Mizner RL, Snyder-Mackler L. Altered loading during walking and sit-to-stand is affected by quadriceps weakness after total knee arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research* 2005, 23, 1083-1090.

Morris, C., Kurinczuc, J.J., Fitzpatrick, R. (2005). Child or family assessed measures of activity performance and participation for children with cerebral palsy: a structured review. *Child: Health, Care and Development*, 31, 397-407.

Noreau, N.G., Teefey, S.A., Damiano, D.L. (2009). In vivo muscle architecture and size of the rectus femoris and vastus lateralis in children and adolescents with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*,51, 800-806.

Nordez, A., Casari, P., Cornu, C. (2008). Accuracy of Biodex system 3 pro computerized dynamometer in passive mode. *Medical Engineering Physical*, 30, 880-887.

Ostensjo, S., Carlberg, E.B., Vollestad, M.K. (2004). Motor impairments in young children with cerebral palsy: relationship to gross motor function and everyday activities. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 46, 580–589.

Papa, E., Cappozzo,A. (2000). Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *Journal of Biomechanics*, 33, 1113–1122.

Park, E.S., Park, C., Lee, H.J., Kim, D. (2003). The characteristics of sit-to-stand transfer in young children with cerebral palsy based on kinematic and kinetic data. *Gait and Posture*, 17, 43-49.

Park, E.S., Park, C., Chang, H.C., Park, C.W., Lee, D.S. (2006) The effect of botulinum toxin type A injection into the gastrocnemius muscle on sit-to-stand transfer in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Clinical Rehabilitation*, 20, 668-674.

Parkes, J., Hill, N. (2010). The needs of children and young people with cerebral palsy. *Paediatric Nursing*, 22, 14-19.

Ploutz-Snyder, L.L., Manini, T., Ploutz-Snyder, R.J., Wolf, D.A. (2002). Functionally relevant thresholds of quadriceps femoris strength. *Journal of Gerontology Biological Medicine Science*, 57, 144-152.

Riddiford-Harland, D.L., Steele, J.R., Baur, L.A. (2006). Upper and lower limb functionality: Are these compromised in obese children? *International Journal of Peadiatrics Obesity* 42–49.

Rose, J., Haskell, W.L., Gamble, J.G., Hamilton, R.L., Brown, D.A., Rinsky, L. (1994) Muscle pathology and clinical measures of disability in children with cerebral palsy. *Journal of Orthopaedic Research*, 12, 758–768.

Ross, S.A., Engsberg, J.R. (2007). Relationships between spasticity, strength, gait, and the GMFM – 66 in persons with spastic diplegia cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88, 114 – 1120.

Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Piotte, F., Malouin, F., McFadyen, B.J. (2007). Side Differences in the Hip and Knee joint Moments during Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Tasks in Individuals with Hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 22, 795-804.

Schenker, R., Coster, W.J., Parush, S. (2005). Neuroimpairments, activity performance, and participation in children with cerebral palsy mainstreamed in elementary schools. *Development Medicine and Child Neurology*, 47, 808-814.

Schenkman, M., Hughes, M.A., Samsa, G., Studenski, S. (1996). The relative importance of strength and balance in chair rise by functionally impaired older individuals. *Journal of American Geriatric Society*, 44, 1441–1446.

Schultz, A.B., Alexander, N.B., Ashton-Miller, J.A. (1992). Biomechanical analysis of rising from a chair. *Journal of Biomechanics*, 25, 1383–1391.

Sgandurra, G., Ferrari, A., Cossu, G., Guzzetta, A., Biagi, L., Tosetti, M., Fogassi, L., Cioni, G. (2011). Upper limb children action-observation training (UP-CAT): a randomised controlled trial in hemiplegic cerebral palsy. *BMC Neurology*, 28, 11:80.

Shumway-Cook, A., Hutchinson, S., Kartin, D., Price, R., Woollacott, M. (2003). Effect of balance training on recovery of stability in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 45, 592–602.

Seniorou, M., Thompson, N., Harrington, M., Theologis, T. (2007). Recovery of muscle strength following multi-level orthopaedic surgery in the diplegic cerebral palsy. *Gait Posture*, 26, 475–481.

Seven, Y.B., Akalan, N.E., Yucesoy, C.A. (2008). Effects of back loading on the biomechanics of sit-to-stand motion in healthy children. *Human Movement Science*, 27, 65–79.

Shepherd, R.B., Koh, H.P. (1996). Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scandivian Journal of Rehabilitation Medicine*, 28, 79–88.

Stackhouse, S.K., Binder–Macleod, S.A., Lee, S.C.K. (2005). Voluntary muscle activation, contractile properties, and fatigability in children with and without cerebral palsy. *Muscle and Nerve*, 31, 594–601.

Tedroff, K., Knutson, L.M., Soderberg, G.L. (2006). Synergistic muscle activation during maximum voluntary contractions in children with and without spastic cerebral palsy. *Development Medicine and Child Neurology*, 48, 789-796.

Tiffreau, V., Ledoux, I., Eymard, B., Thévenon, A., Hogrel, J. (2007). Isokinetic muscle testing for weak patients suffering from neuromuscular disorders: A reliability study. *Neuromuscular Disorders*, 17, 524–531.

Van der Heijden, M.P., Meijer, K., Willems, P.J.B., Savelberg, H.C.M. (2009). Muscles limiting the sit-to-stand movement An experimental simulation of muscle weakness. *Gait & Posture*, 30, 110–114.

World Health Organization. ICF: International Classification of Functioning, Disability and Health. Geneva: WHO; 2001.

Wright, F.V., Rosenbaum, P.L., Goldsmith, C.H., Law, M., Fehlings, D.L. (2008). How do changes in body functions and structures, activity, and participation

relate in children with cerebral palsy? *Developmental Medicine and Child Neurology*, 50, 283–289.

Wu, G., Cavanagh, P.R. (1995). ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of Biomechanics*, 28, 1257-1261.

Yoshioka, S., Nagano, A., Hay, D.C., Fukashiro, S. (2009). Biomechanical Analysis of the relation between movement time and joint moment development during a sit-to-stand task. *BioMedical Engineering OnLine*, 8, -9.

Yoshioka, S., Nagano, A., Himeno, R., Fukashiro, S. (2007). Computation of the kinematics and the minimum peak joint moments of sit-to-stand movements. *BioMedical Engineering OnLine*, 3, 6:26.

Zaino, C.A., McCoy, S.L. (2008). Reliability and comparison of electromyographic and kinetic measurements during a standing reach task in children with and without cerebral palsy. *Gait and Posture*, 27, 128-137.



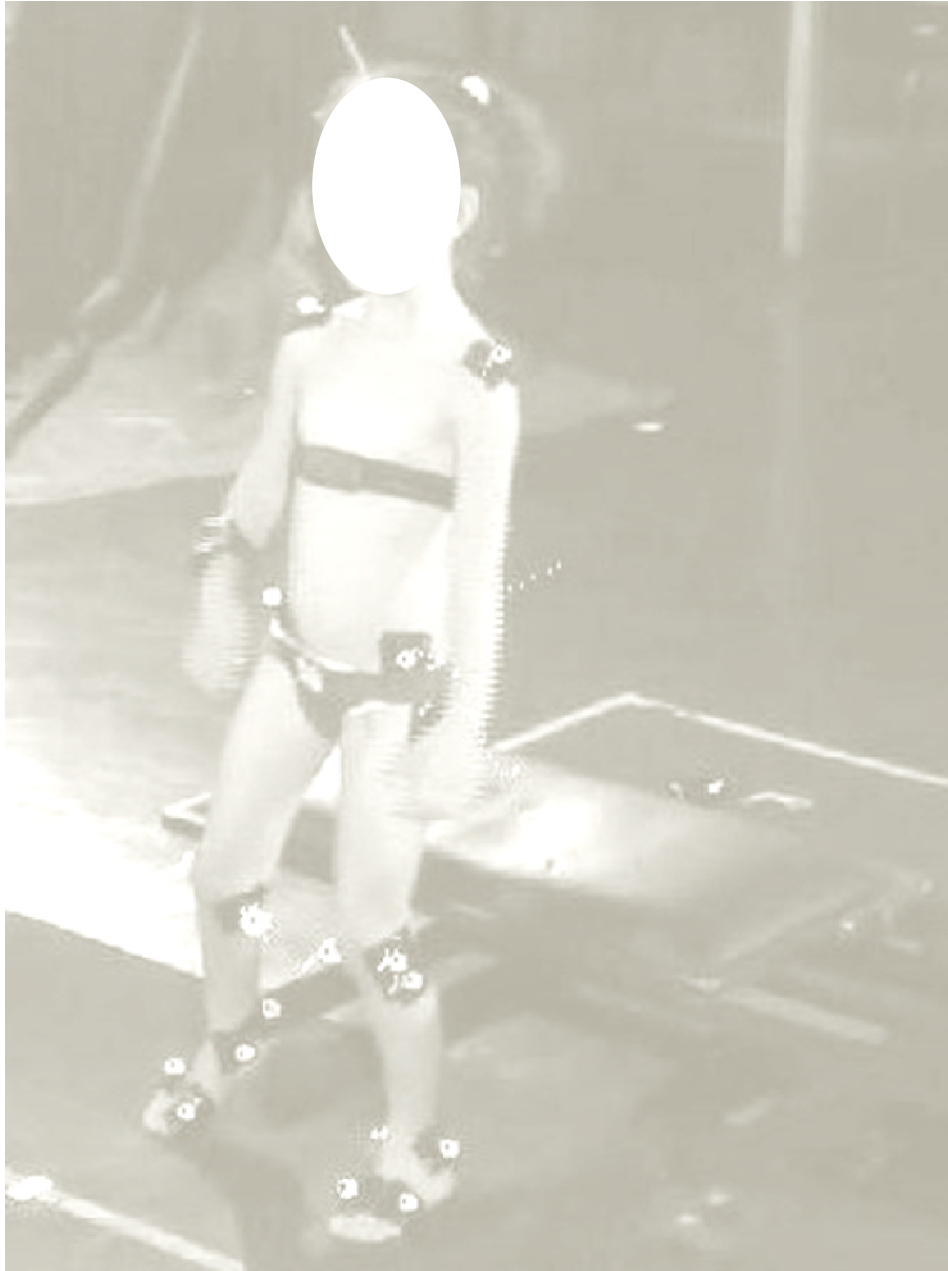
CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados obtidos nos estudos conduzidos sugerem que:

- As crianças típicas entre 5 e 12 anos de idade apresentam uma estratégia de movimento eficiente para executar a atividade ST-DP. Porém, a consistência do movimento modifica-se ao longo dos anos, com as crianças de 11 e 12 anos de idade demonstrando menor variabilidade em relação às crianças de 5 e 6 anos. Desta forma, a atividade ST-DP ainda está sendo refinada, mesmo em crianças com maior experiência nesta tarefa.
- Em crianças típicas, a atividade ST-DP é essencialmente executada no plano sagital, o qual demonstra as maiores variações angulares e menores coeficientes de variação. No entanto, componentes de movimento nos planos frontal e transversal também contribuem para a execução desta atividade. De maneira geral, as crianças típicas adotam como estratégias a adução de joelho (valgo) e quadril, a abdução do pé e a rotação interna do quadril durante a aquisição da postura em pé.
- Em crianças típicas os membros inferiores possuem um comportamento diferenciado para variáveis angulares e temporais. O membro dominante apresentou estratégias relacionadas a função de mobilidade como maiores valores dos ângulos de flexão de tornozelo e joelho, e de adução do joelho; assim como maior duração na fase 5 que é considerada a fase de estabilização da atividade ST-DP.

- As crianças com PC do tipo hemiparesia espástica com comprometimento funcional leve possuem menor capacidade de gerar torque máximo extensor de joelho e menores escores de participação social em dimensões que refletem a capacidade de executar habilidades manuais e funções de linguagem. No entanto, as mesmas são semelhantes as crianças típicas quanto as estratégias adotadas para executar a atividade ST-DP e para escores em dimensões que refletem a função motora grossa como mobilidade, condicionamento e recreação. Assim, as mesmas apresentaram alterações em competentes relacionados a dimensão de estruturas e funções do corpo e participação social da CIF.
- Em crianças com PC a capacidade de gerar torque extensor de joelho apresentou uma relação não-linear com componentes de movimento utilizados para executar a atividade ST-DP. Isto significa que um acréscimo na capacidade de gerar torque extensor de joelho culmina em adoção de estratégias mais eficientes na execução da atividade ST-DP de forma crescente até um determinado limiar.

Desta forma, este estudo contribui para a compreensão acerca do desenvolvimento da atividade ST-DP em crianças típicas e com PC. Ainda, auxiliou-nos a entender as estratégias de movimento adotadas por crianças com PC para executar esta atividade, assim como as relações da mesma com a capacidade de gerar torque extensor de joelho e a participação social.



APÊNDICES



APÊNDICE A

Manuscrito “*Sit-to-stand movement in children with cerebral palsy: A critical review*”.

Research in Developmental Disabilities 2011; 32:2243-52. Adriana Neves dos Santos,

Silvia Leticia Pavão, Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha.



Contents lists available at ScienceDirect

Research in Developmental Disabilities



Review article

Sit-to-stand movement in children with cerebral palsy: A critical review

Adriana Neves dos Santos*, Silvia Leticia Pavão, Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha

Department of Physiotherapy, Neuropediatrics Section, Universidade Federal de São Carlos, Rod. Washington Luis, km 235, 13565-905, São Carlos, SP, Brazil

ARTICLE INFO

Article history:

Received 11 April 2011

Received in revised form 17 April 2011

Accepted 3 May 2011

Available online 31 May 2011

Keywords:

Cerebral palsy

Sit-to-stand movement

Function

Children

ABSTRACT

Sit-to-stand (STS) movement is widely performed in daily life and an important pre requisite for acquisition of functional abilities. However, STS is a biomechanical demanding task which requires high levels of neuromuscular coordination, muscle strength and postural control. As children with cerebral palsy (CP) exhibit a series of impairments in body structures and functions, STS movement performance could be impaired in this population. Thus, this article aimed to review studies that had described how STS movement is performed by children with CP, the factors that influence it and the methodological procedures adopted in it analyses. A search was performed by one reviewer in relevant databases. In all, 12 articles were identified and 9 were selected for the present review. It was detected a large variation in sample characteristics and methodological issues among studies. In fact, standardization of the method applied to STS movement analysis is not fully established. With regard to STS performance, children with CP exhibited variations among them and also when compared with their typical peers. Moreover extrinsic factors appear to influence STS movement performance in these children and its manipulation could be incorporated into rehabilitation protocols. Moreover, the relationship between STS movement and functionality in reviewed articles was not reported. Therefore the review allowed to observe that STS movement has been under-explored in children with CP, with a lack of standardized methodologies and a not well established relationship between this movement and functionality. Thus, further studies about STS movement in CP are necessary.

© 2011 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Contents

1.	Introduction	2244
2.	Materials and methods	2244
2.1.	Study identification and selection	2244
2.2.	Data extraction and analysis	2244
3.	Results and discussion	2245
3.1.	Participants	2245
3.2.	Procedures and measurements of STS movement	2245
3.3.	STS movement determinants	2245
3.4.	Characterization of STS movement in children with CP	2250
3.5.	Influence of extrinsic factors in STS movement	2250
3.6.	Intervention protocols for STS movement	2251
4.	Conclusion	2251
	References	2251

* Corresponding author. Tel.: +55 16 3351 0467; fax: +55 16 3351 0467.
E-mail address: drinsantos@yahoo.com.br (A.N. dos Santos).

1. Introduction

The sit-to-stand movement (STS) is widely performed in daily life (Janssen, Bussmann, & Stam, 2002; Seven, Akalan, & Yucesoy, 2007). It is a fundamental activity for upright mobility (Park, Park, Chang, Park, & Lee, 2006) and a prerequisite for acquisition of functional activities (Chou et al., 2003).

STS is defined as a transitional movement to the upright posture that requires movement of the center of mass from a stable position to a less stable one over extended lower extremities (Van der Linden, Brunt, & McCulloch, 1994). It is considered a biomechanical demanding task (Lomaglio & Eng, 2005; Yoshioka, Nagano, Hay, & Fukashiro, 2009), since it requires greater knee and hip peak joint moments (Hennington et al., 2004; Yoshioka et al., 2009), as well as high levels of neuromuscular coordination to regulate horizontal and vertical momentum transfer (Seven et al., 2007). Moreover, central nervous system is challenged to control both stability and alignment of body segments (Papa & Cappozzo, 2000; Seven et al., 2007).

Therefore, STS movement performance requires dynamic postural control in order to preserve body segment alignment in postural transition and static postural control to maintain stability in sitting and standing positions (Chou et al., 2003; Gam, Tung, Tang, & Wang, 2008; Schultz, 1995). Furthermore, balance (Lord, Murray, Chapman, Munro, & Tiedemann, 2002), muscle strength (Inkster, Eng, MacIntyre, & Stoessl, 2003; Kim & Eng, 2003; Lomaglio & Eng, 2005) and synergic muscle activation (Prosser, Lee, Barbe, VanSant, & Lauer, 2010; Roy et al., 2007) are necessary to STS movement performance.

Children with cerebral palsy (CP), nevertheless, manifest muscle weakness (Damiano, Arnold, Steele, & Delp, 2010; Hennington et al., 2004; Scholtes et al., 2010), lack of muscle coordination (Hennington et al., 2004; Park, Park, Lee, & Kim, 2003; Park, Park, Chang, Choi, & Lee, 2004) and impairments in balance and postural control (Bandholm, Rose, Slok, Sonne-Holm, & Jensen, 2009; Donker, Ledebt, Roerdink, Savelsbergh, & Beek, 2008). Therefore, STS movement performance could be impaired in this population.

Clinically, STS is an important motor skill since it allows an interaction between children and the environment where they live (da Costa, Savelsbergh, & Rocha, 2010). Moreover, it is used to determinate functional level of the children (Jeng, Schenkman, Riley, & Lin, 1990; Kembhavi, Darrah, Magill-Evans, & Loomis, 2002; Lord et al., 2002). Thus, the knowledge of how it is performed can be used to guide rehabilitation.

Therefore, this paper aims to review studies that evaluated STS movement in children with CP. We intend to describe how children with CP perform STS movement, the factors that influence it and the methodological procedures that are considered for its analysis.

2. Materials and methods

2.1. Study identification and selection

The following databases were electronically searched by one reviewer: PubMed, Web of Science, Science Direct and Pedro. Only those studies published before July 2010 were selected according to the following key words: sit-to-stand movement in combination with cerebral palsy. The literature was searched again to verify the results. Further literature was obtained by exploring the reference lists of the papers included and by consulting researchers in the field.

The reviewer selected the titles and abstracts of articles identified by the initial search according to inclusion and exclusion criteria. The inclusion criteria were: (1) participants with CP aged 2–20 years, (2) STS analysis in this population. We excluded articles in which participants were older than 20 years and did not have diagnoses of CP as well as case reports and reviews. When the title and abstract did not clearly indicate whether an article should be included, the full article was read and evaluated for inclusion criteria. After full-text reading, the selection of articles composing this review was completed.

Methodological quality was not taken into account since it was not our intention to judge reliability and validity of the studies.

2.2. Data extraction and analysis

Data from the included studies were extracted descriptively and summarized according to the following headings: participants, procedures and measures, determinants of STS movement, and results.

With regard to the participants, it was considered sample number, age, CP classification according to topography of lesion, and Gross Motor Function Classification System (GMFCS). In terms of procedures and measures, it was described those utilized in the STS analysis.

It has also been described STS determinants in protocol researches, such as position in the chair, initial positioning of the feet, upper limbs positioning and number of attempts since they seem to influence the STS movement performance (Janssen et al., 2002).

Lastly, it was presented the results found in each study included. According to these ones, they were divided into three sub-items: characterization of STS movement, influence of extrinsic factors in STS movement, and intervention protocols regarding STS movement.

3. Results and discussion

The initial search resulted in 12 potential studies. After the full reading, three articles were excluded. The reasons for exclusion were the following: single case studies (Yonetsu, Shimizu, & Surya, 2010), commentaries (Damiano, 2007) and article full version written in Japanese (Yuge, Kanda, Yamori, & Fukase, 1991). Thus, nine articles remained in the review.

3.1. Participants

The characteristics of the participants are presented in Table 1. The sample size had high variability among the studies, which ranged from 19 to 562 ($M = 91.77$, $SD = 176.86$) for the age group studied (2–18 years).

Five studies considered GMFCS classification (Hennington et al., 2004; Liao, Gan, Lee, & Kim, 2010; Liao, Liu, Liu, & Lin, 2007; Rodby-Bousquet & Hagglund, 2010; Yonetsu, Nitta, & Surya, 2009). The other ones classified children with CP according to age and topographic involvement. GMFCS classification is important to define the study sample, since it provides a more accurate idea about the functionality of children with CP.

The high variability in sample characterization resulted from the different goals outlined in each study. Some characterized the STS movement in CP participants (Rodby-Bousquet & Hagglund, 2010; Yonetsu et al., 2009), whereas others determined the external factors influencing STS performance (Hennington et al., 2004; Park et al., 2004; Liao et al., 2010; Wilson, Haidere, Song, & Telford, 1997) or utilized STS in intervention protocols (Liao et al., 2007; Park et al., 2006).

Different goals lead to variation in sample characterization. For example, descriptive studies (Rodby-Bousquet & Hagglund, 2010) do not require a homogeneous sample. Thus, larger samples with wider age range and GMFCS levels can be recruited. However, when the goal is to verify the influence of external factors in STS performance (Hennington et al., 2004; Liao et al., 2010; Park et al., 2004; Wilson et al., 1997), it is essential to select standardized inclusion criteria as CP covers a broad spectrum of motor impairment. Therefore, in these cases, sample number is limited.

Given the fact that STS study can include different objectives, its study involves a vast field for functionality exploration. Therefore, STS movement can be considered in order to obtain a better understanding about health conditions in children with CP.

3.2. Procedures and measurements of STS movement

Several procedures were applied to STS movement analysis. Data from procedures and measurements are presented in Table 2.

Five studies (Hennington et al., 2004; Park et al., 2003, 2004, 2006; Wilson et al., 1997) have measured kinematic and kinetic variables of STS movement with Vicon system and force plate. The variables considered were total duration of STS movement, duration of each phase, angular displacement of each joint, moment and power, joint angle and ground reaction force.

The definitions for STS movement phases varied among the studies, thus reflecting a lack of standardization regarding STS movement phases. Indeed, one should consider comparisons between data from different studies.

In addition to kinematic and kinetic analysis, other measures were considered for STS movement study. Liao et al. (2010) verified temporal parameters, the normalized peak EMG amplitude during STS movement, and co-contraction ratio of knee flexor/extensor for stiffness. Yonetsu et al. (2009) evaluated lower extremities and trunk position during STS movement performance through pictures. Moreover, Liao et al. (2007) investigated the effectiveness of the loaded STS resistance exercise in children with CP.

Therefore, a variable number of procedures and measures have been adopted for STS movement analysis. This could be justified by the different goals outlined by the studies. Therefore, the analysis of STS movement enables a further exploration of the functionality through biomechanical analysis of movement, including extrinsic factors influence and effectiveness of intervention protocols.

3.3. STS movement determinants

STS movement performance can be influenced by some determinants (Janssen et al., 2002). They are presented in Table 3.

The studies of this review did not investigate the effect of these factors on STS movement performance. Moreover, there was no standardization about the way that these factors were controlled among the studies. Therefore, it is not possible to infer their influence on STS movement in children with CP.

In addition, these methodological differences cause some concern when the intention is to compare results from different studies, since the circumstances in which STS movement takes place have influence on the performance. For example, the determinant “foot positioning” may influence the STS movement. Kawagoe, Tajima and Chosa (2000) showed that positioning the feet more posteriorly resulted in lower maximum means for extension hip moments.

Therefore, determinants of STS movement performance should be considered in future researches, especially when comparisons between studies are intended. In fact, standardization of the method applied to the analysis of STS movement is not fully established.

Table 1
Subjects description.

Study	Groups	Sample size	Age (mean (SD))	Gender	Cerebral palsy classification	GMFCS	Other classifications
Wilson et al. (1997)	Experimental	15	2–5 years		Diplegic spastic	-	-
	Control (without disabilities)	20	2–5 years		-	-	-
Park et al. (2003)	Experimental	27	2–6 (48.9 ± 15.9 D e 50.9 ± 21.1 H)	14 (M) e 13 (F)	Diplegic (15) and hemiplegic (12) spastic	-	All subjects were not able to walk independently, and not enough for a gait analysis
	Control (without disabilities)	21	3–5 (47.7 ± 7.9)	8 (M) e 13 (F)	-	-	-
Park et al. (2004)	Sample of Convenience	19	2–6 (45.2 ± 13.3 months)	-	Diplegic spastic	-	-
Hennington et al. (2004)	Experimental	10	4.4–15.7 years (10.9 ± 2.7 years)	-	Diplegic and hemiplegic spastic	I and II	-
	Control (without disabilities)	10	4.3–11.8 years (8.7 ± 2.4 years)	-	-	-	-
Park et al. (2006)	Experimental (com toxina botulínica)	18	2–6 (35.2 ± 7.9 months)	-	Diplegic spastic	-	-
	Control (without botox)	14	2–6 (39.5 ± 7.5 months)	-	Diplegic spastic	-	-
Liao et al. (2007)	Experimental	10	≥8 years or <8 years (85.6 ± 20.8)	7 (M) e 3 (F)	Diplegic spastic	I (4) and II (6)	-
	Control	10	≥8 years or <8 years (91.3 ± 17.5)	5 (M) e 5 (F)	Diplegic spastic	I (6) and II (4)	-
	Experimental	50	3–12 years (94.2 ± 33.1 months)	25 (M) and 25 (F)	Diplegic (40), hemiplegic (8) and quadriplegic (2)	I (13), II (8), III (20) and IV (9)	-
Liao et al. (2010)	Experimental	15	4–11 years (40.3 ± 13.8 months)	4 (M) and 6 (F)	-	-	-
	Control (without disabilities)	15	5–12 (8.5 ± 2.2)	5 (M) e 10 (F)	Diplegic spastic	I (5), II (7) and III (3)	Walking with ankle orthoses (9)
Rodby-Bousquet (2010)	Experimental	15	5–12 (8.9 ± 1.7)	9 (M) e 6 (F)	-	-	-
	Sample of Convenience	562	3–18 years (average 10.9 years)	326 (M) e 236 (F)	Spastic unilateral (29%), spastic bilateral (37.2%), ataxic (8.5%), dyskinetic (14.8%) and mixed types (10.5%)	I (47.1%), II (13.5%), III (11.4%), IV (15%) and V (13%)	-

M, male; F, female; I, II, III, IV and V = Gross Motor Function Classification System levels.

Table 2
Measurements and procedures.

Study	STS phases	Kinematic	Kinetic	Electromyography	Descriptive evaluation	Evaluations	Variables
Wilson et al. (1997)	-	• Vicon 370 motion analysis system-60 Hz	1 force plate	-	-	Range of Motion, STS strategies	<ul style="list-style-type: none"> • Total movement and phases duration • Range of Motion • Ground reaction forces • Total movement and phases duration • Angular movement, moment and power of each joint
Park et al. (2003, 2004)	1 - forward transfer of trunk 2 - hip lifting off the chair and maximal hip flexion 3 - transitory knee extension point to maximal ankle dorsiflexion 4 - maximal ankle dorsiflexion to point of just standing-up in nearly full extension of the knee and hip 5 - stable standing	• Vicon 370 motion analysis system - 60 Hz	2 force plates	-	-	-	<ul style="list-style-type: none"> • Phases duration • Total duration • Peak horizontal head velocity and peak vertical head velocity • Ground reaction forces • Hip, knee and ankle angles • Total duration • Angular movement, moment and power of each joint • Triceps surae muscle tone • GMFM score • Gait velocity • Isometric strength of knee extensors • Physiological Cost Index • 1 RM of STS
Hennington et al. (2004)	Flexion-momentum phase Momentum-transfer phase Extension phase	• Vicon 370 motion analysis system - 60 Hz	2 force plates	-	-	-	<ul style="list-style-type: none"> • Modified Ashworth Scale
Park et al. (2006)	-	• Vicon 370 motion analysis system - 60 Hz	2 force plates	-	-	• Modified Ashworth Scale	<ul style="list-style-type: none"> • Total duration • Angular movement, moment and power of each joint • Triceps surae muscle tone • GMFM score • Gait velocity • Isometric strength of knee extensors • Physiological Cost Index • 1 RM of STS
Liao et al. (2007)	-	-	-	-	• 1 maximum repetition of the loaded sit-to-stand movement test (1RM of STS)	<ul style="list-style-type: none"> • Nicholas manual muscle tester • GMFM-88 • Time to walk the 10-m distance • Physiological Cost Index 	<ul style="list-style-type: none"> • Total duration • Angular movement, moment and power of each joint • Triceps surae muscle tone • GMFM score • Gait velocity • Isometric strength of knee extensors • Physiological Cost Index • 1 RM of STS
Yonetsu et al. (2009)	First - sitting position to hip off the seat Second - hip off the seat to standing position	-	-	-	Picture from one digital video camera, placed on the side of the subjects' dominant hand	-	Eight items for first phase and seven for second phase: joint movement and compensatory motion

Table 2 (Continued)

Study	STS phases	Kinematic	Kinetic	Electromyography	Descriptive evaluation	Evaluations	Variables
Liao et al. (2010)	Reaction time – from the signal light onset to movement onset Initiation time – from movement onset to seat-off Ascending time – from seat-off to full extension of the knee	-	-	Surface EMG signals were recorded from three muscles of the dominant leg: gluteus maximus, vastus lateralis and medial hamstring	-	-	Temporal parameters: reaction time, initiation time and ascending time Normalized peak EMG amplitude during the STS movement and cocontraction ratio of the knee flexor/extensor for stiffness
Rodby-Bousquet (2010)	-	-	-	-	Record examination and questions to children and caregivers	-	The degree of independence and use of assistive devices related to subtype, GMFCS and age

STS, sit-to-stand movement; EMG, electromyography; GMFM, Gross Motor Function Measurement; GMFCS, Gross Motor Function Classification System.

Table 3
Sit-to-stand movement determinants.

Study	Position in the chair	Initial positioning of the feet	Number of attempts	Upper limbs positioning
Wilson et al. (1997)	Hips, knees and ankles as close to 90° as possible	Barefoot and with locked and unlocked AFOs Feet at shoulder width apart	At least three trials	With or without horizontal bar
Park et al. (2003)	Ankle, knee and hip joints as close to 90° as possible	Feet kept shoulder width apart on the floor	Several times	-
Park et al. (2004)	Ankle, knee and hip joints as close to 90° as possible	Feet kept shoulder width apart on the floor	Several times	-
Hennington et al. (2004)	<ul style="list-style-type: none"> • Two bench heights: - Low: the distance, measured in the prone position, from the bottom of each subject's heel to the popliteal crease with the ankle in neutral and the knee flexed to 90° - High: 120% of the low bench height. 	Barefoot	3 for each bench height	Arms folded across the chest
Park et al. (2006)	Ankle, knee and hip joints as close to 90° as possible	Bare feet Both feet were kept shoulder width apart on the floor	Several times	-
Liao et al. (2007)	Hip flexion at 90°, knee flexion at 105° (full extension was defined as 0°), ankle dorsiflexion at 15°, trunk erect	Sole of the feet to the floor	3-4 trials	Hands on waist or crossing the chest
Yonetsu et al. (2009)	-	-	-	-
Liao et al. (2010)	Hip flexion at 90°, knee flexion at 105° (full extension was defined as 0°), feet with ankle dorsiflexion at 15°, the trunk erect against the seat back	Sole of the feet to the floor	<ul style="list-style-type: none"> • Resistance conditions: - Heavy: 1 repetition maximum (RM) of STS - Moderate: 6 STS-RM - Low: 10 STS-RM 	Arms folded over the chest
Rodby-Bousquet (2010)	Hip and knee flexion angle – 90°	Sole of the feet to the floor; bare feet	3; one steady movement selected	Hands on knees

3.4. Characterization of STS movement in children with CP

Three studies have characterized the STS movement in children with CP (Park et al., 2003; Rodby-Bousquet & Hagglund, 2010; Yonetsu et al., 2009).

It was shown variability in STS movement performance among children with CP, according to CP subtypes, GMFCS level and age. The use of assistive devices during STS movement increased with GMFCS level and decreased with older ages. Furthermore, there was a decrease in the percentage of children able to perform the STS movement and an increase for external support according to the following types: unilateral spastic, ataxic, bilateral spastic and dyskinetic CP (Rodby-Bousquet & Hagglund, 2010).

Moreover, variability according to the level of functionality was also reported. Therefore, it was suggested that children with CP could be divided into four groups, according to movement characteristics. Group A showed greater trunk forward movement; Group B showed buttocks forward movement along the seat; Group C exhibited buttocks forward movement in order to shift the center of mass forward, and Group D presented early knee extension (Yonetsu et al., 2009).

Rather than variability among children with CP; it was also reported variations in STS performance compared to typical peers. It was reported that children with CP took longer time to perform STS movement. Moreover, children with CP demonstrated increased final pelvic tilting and obliquity angles, greater maximum flexion of hip joints and maximum ankle dorsiflexion angle. Furthermore, the maximum power of the hip and knee extensor and the maximum extensor moments of the knee joint were significantly reduced in children with CP (Park et al., 2003).

Therefore, it was shown variability in STS performance in children with CP. The source of this variability can be attributed to impairments in the central nervous system, with alterations in motor cortex structure and organization of motor units (Marbin et al., 2002). It leads to lack of coordination in muscle activation (Booth, Cortina-Borja, & Theologis, 2001), decreased motor unit recruitment and firing rates (Damiano, Martellotta, Quinlivan, & Abel, 2001; Elder et al., 2003; Stackhouse, Binder-Macleod, & Lee, 2005; Wiley & Damiano, 1998).

Therefore, children with CP exhibit muscle weakness (Damiano et al., 2010; Scholtes et al., 2010), poor postural control (Hennington et al., 2004) and disturbance in balance (Bandholm et al., 2009), which are associated with modification in strategies adopted by children with CP to perform STS movement.

The knowledge about the relationships between impairments in body functions and structures and functional activity performance is important to clarify and guide rehabilitation. The International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) reinforces this idea, since it considers that functionality depends on the interaction between body functions and structures, activities and participation (Simeonsson et al., 2003; World Health Organization, 2001).

Although there are few studies in which STS movement is characterized in children with CP, they reported high variability in its performance. Because CP covers a broad spectrum of motor impairment, the understanding about the impairments of body structures that are related to modifications in STS movement performance is relevant. This could allow us to know which movement patterns and compensations influence the STS movement performance in children with CP. Therefore, intervention protocols targeted at the child's needs could be better improved.

3.5. Influence of extrinsic factors in STS movement

The influence of extrinsic factors in STS movement was verified by studies that observed the effect of hinged ankle-foot orthoses (Park et al., 2004; Wilson et al., 1997), manipulation of seat height (Hennington et al., 2004) and implementation of weight resistance (Liao et al., 2010).

With regard to the orthoses application, it was reported that total duration of STS movement was significantly shortened with the use of hinged ankle-foot orthoses (AFO) (Park et al., 2004; Wilson et al., 1997). Moreover, improvements in kinematic variables involving increased initial knee flexion and initial and final ankle dorsiflexion were shown with AFO implementation (Park et al., 2004).

When analyzing the influence of seat height, it was reported increases in extension phase duration, maximum horizontal and vertical velocity of the head, and maximum vertical ground reaction force when children with and without CP stood from low seat heights. However, children with CP took longer to complete STS movement. Therefore, it was shown that both CP children and typical ones were able to modify their movement strategies to complete STS movement from both low and high seats, although such a performance was never identical (Hennington et al., 2004).

With regard to the implementation of weight resistance, it was found that children with CP took a longer time to stand up and had a higher co-contraction ratio for hamstring/vastus lateralis than control group when the load was high. Moreover, children with CP did not increase vastus lateralis contraction with higher loads as did the control group, which suggests lower agonist activation (Liao et al., 2010).

According to these studies, extrinsic factors can modify STS movement patterns. Children with CP are able to adjust STS movement in the face of extrinsic factors manipulation. However, the adjustment is not considered adaptable, since they took a longer time to perform STS movement when compared to their typical peers. This suggests that children with CP are able to detect information from different task demands, although they present deficits in motor actions variability.

Moreover, the knowledge about the influence of extrinsic factors in STS movement allows the comprehension of which factors can be manipulated to either facilitate or complicate the STS movement performance. These factors can be incorporated into clinical rehabilitation to promote challenges as well as to assist the CP children to execute the STS

movement. Additionally, this knowledge allows us to understand which environment adaptation can be incorporated into the children's daily life in order to improve their functionality as well as to facilitate their social participation in the society where they live.

3.6. Intervention protocols for STS movement

STS movement was considered a test to investigate the effectiveness of a strength protocol (Liao et al., 2007) and the benefit of botulinum toxin type A injection into the ankle plantar flexor muscle of children with CP (Park et al., 2006). For strength training the test was named *loaded STS test (1-RM STS load)*, which was defined as the maximum load a child is capable of carrying while standing up 1 time.

Moreover, STS was applied as an exercise intervention focused on muscle strength. The exercise consisted of performing additional loaded STS exercise 10 times with a body vest at 20% and 50% of 1-RM STS load (Park et al., 2006).

Therefore, STS movement can be applied as an exercise to be incorporated into rehabilitation protocols (Liao et al., 2010), as well as a measure to investigate the effect of interventions (Park et al., 2006). These findings are relevant as the implementation of STS movement in clinical practice allows an alternative way to analyze gross motor function in children with CP. According to Park et al. (2003), STS movement may be used as an alternative method to analyse the gait and measure the function in children with CP who are capable of standing up by themselves but cannot walk independently.

4. Conclusion

The STS movement has been under-explored in children with CP and there is also a wide range of approaches that can be considered for analysis. Further studies are important to understand the functionality in CP. However, the knowledge about the relationship between STS movement and functionality is poor in terms of body functions and structures, activities and social participation. Additionally, studies on information detection and motor responses in face of environment modifications also need to be performed in this population.

References

- Bandholm, T., Rose, M. T., Slok, R., Sonne-Holm, S., & Jensen, B. R. (2009). Ankle torque steadiness is related to muscle activation variability and co activation in children with cerebral palsy. *Muscle Nerve*, 40, 402–410.
- Booth, C. M., Cortina-Borja, M. J., & Theologis, T. N. (2001). Collagen accumulation in muscles of children with cerebral palsy and correlation with severity of spasticity. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 43, 314–320.
- Chou, S., Wong, M., Leong, C., Hong, W., Tang, F., & Lin, T. (2003). Postural control during sit-to-stand in stroke patients. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 42–47.
- da Costa, C. S. N., Savelsbergh, G., & Rocha, N. A. C. F. (2010). Sit-to-stand movement in children: A review. *Journal of Motor Behavior*, 42(2), 127–134.
- Damiano, D. (2007). Loaded sit-to-stand resistance exercise improves motor function in children with cerebral palsy. *Australian Journal of Physiotherapy*, 53(3), 201.
- Damiano, D. L., Arnold, A. S., Steele, K. M., & Delp, S. L. (2010). Can strength training predictably improve gait kinematics? A pilot study on the effects of hip and knee extensor strengthening on lower-extremity alignment in cerebral palsy. *Physical Therapy*, 90, 269–279.
- Damiano, D. L., Martellotta, T. L., Quinlivan, J. M., & Abel, M. F. (2001). Deficits in eccentric versus concentric torque in children with spastic cerebral palsy. *Medicine Science and Sports Exercise*, 33, 117–122.
- Donker, S. F., Ledebt, A., Roerdink, M., Savelsbergh, G. J. P., & Beek, P. J. (2008). Children with cerebral palsy exhibit greater and more postural sway than typically developing children. *Experimental Brain Research*, 184, 363–370.
- Elder, G. C. B., Kirk, J., Stewart, G., Cook, K., Weir, D., Marshall, A., et al. (2003). Contributing factors to muscle weakness in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 45, 542–550.
- Gam, S. M., Tung, L. C., Tang, Y. H., & Wang, C. H. (2008). Psychometrics properties of functional balance assessment in children with cerebral palsy. *Neurorehabilitation and neural repair*, 22(6), 745–753.
- Hennington, G., Johnson, J., Penrose, J., Barr, K., Mcmulkin, M. L., & Linden, D. W. V. (2004). Effect of Bench Height on Sit-to-Stand in Children Without Disabilities and Children With Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85, 70–76.
- Inkster, L., Eng, J. J., MacIntyre, D. L., & Stoessl, A. J. (2003). Leg muscle torque is reduced in Parkinson's disease and relates to the ability to rise from a chair. *Movement Disorder*, 18, 157–162.
- Janssen, W. G. M., Bussmann, H. B. J., & Stam, H. J. (2002). Determinants of the sit-to-stand movements: A review. *Physical Therapy*, 9(82), 866–879.
- Jeng, S. F., Schenkman, M., Riley, P. O., & Lin, S. J. (1990). Reliability of a clinical kinematic assessment of the sit-to-stand movement. *Physical Therapy*, 70, 511–520.
- Kawagoe, S., Tajima, N., & Chosa, E. (2000). Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up. *Journal of Orthopaedic Science*, 5, 124–133.
- Kembhavi, G., Darrach, J., Magill-Evans, J., & Loomis, J. (2002). Using the berg balance scale to distinguish balance abilities in children with cerebral palsy. *Pediatrics Physical Therapy*, 14(1), 92–99.
- Kim, M. C., & Eng, J. J. (2003). The relationship of lower-extremity muscle torque to locomotor performance in people with stroke. *Physical Therapy*, 83, 49–57.
- Liao, H. F., Gan, S. M., Lee, H. J., & Kim, D. (2010). Effects of weight resistance on the temporal parameters and electromyography of sit-to-stand movements in children with and without cerebral palsy. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89, 99–106.
- Liao, H. F., Liu, Y. C., Liu, W. Y., & Lin, Y. T. (2007). Effectiveness of load sit-to-stand resistance exercise for children with mild spastic diplegia: A randomized clinical trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88, 25–31.
- Lomaglio, M. J., & Eng, J. J. (2005). Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait and Posture*, 22, 126–131.
- Lord, S. R., Murray, S. M., Chapman, K., Munro, B., & Tiedemann, A. (2002). Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, 57, M539–543.
- Marbin, A., Ferrari, A., Cioni, G., Bellanova, M. F., Fusco, C., & Gemignani, F. (2002). Immunohistochemical study of muscle biopsy in children with cerebral palsy. *Brain & Development*, 24, 63–66.
- Papa, E., & Cappozzo, A. (2000). Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *Journal of Biomechanics*, 33, 1113–1122.
- Park, E. S., Park, C., Chang, H. C., Park, C. W., & Lee, D. S. (2006). The effect of botulinum toxin type A injection into the gastrocnemius muscle on sit-to-stand transfer in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Clinical Rehabilitation*, 20, 668–674.

- Park, E. S., Park, C., Chang, H. J., Choi, J. E., & Lee, D. S. (2004). The effect of hinged ankle-foot orthoses on sit-to-stand transfer in children with spastic cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *85*, 2053–2057.
- Park, E. S., Park, C., Lee, H. J., & Kim, D. (2003). The characteristics of sit-to-stand transfer in young children with cerebral palsy based on kinematic and kinetic data. *Gait and Posture*, *17*, 43–49.
- Prosser, L. A., Lee, S. C., Barbe, M. F., VanSant, A. F., & Lauer, R. T. (2010). Trunk and hip muscle activity in early walkers with and without cerebral palsy: A frequency analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *20*(5), 851–859.
- Rodby-Bousquet, E., & Hagglund, G. (2010). Sitting and standing performance in a total population of children with cerebral palsy: A cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *11*(131), 1–8.
- Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Pottie, F., Malouin, F., & McFadyen, B. J. (2007). Side differences in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, *22*, 795–804.
- Scholtes, V. A., Becher, J. G., Comuth, A., Dekkers, H., Van Dijk, L., & Dallmeijer, A. J. (2010). Effectiveness of functional resistance progressive exercise strength training on muscle strength and mobility in children with cerebral palsy: A randomized controlled trial. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *52*, 107–113.
- Schultz, A. B. (1995). Muscle function and mobility biomechanics in the elderly: An overview of some recent research. *The Journals of Gerontology, Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, *50*, 60–63.
- Seven, Y. B., Akalan, N. E., & Yucesoy, N. A. (2007). Effects of back loading on the biomechanics of sit-to-stand motion in health children. *Human Movement Science*, *27*, 65–79.
- Simeonsson, R. J., Leonardi, M., Lollar, D., Bjorck-Akesson, E., Hollenweger, J., & Martinuzzi, A. (2003). Applying the International classification of functioning, disability and health (ICF) to measure childhood disability. *Disability and Rehabilitation*, *25*, 602–610.
- Stackhouse, S. K., Binder-Macleod, S. A., & Lee, S. C. K. (2005). Voluntary muscle activation, contractile properties, and fatigability in children with and without cerebral palsy. *Muscle & Nerve*, *31*, 594–601.
- Wiley, M. E., & Damiano, D. L. (1998). Lower-extremity strength profiles in spastic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, *40*, 100–107.
- Wilson, H., Haidere, N., Song, K., & Telford, D. (1997). Anklefoot orthoses for preambulatory children with spastic diplegia. *Journal of Pediatric Orthopedics*, *17*, 370–376.
- World Health Organization. (May 2001). *ICF: International classification of functioning, disability and health*. Geneva: WHO.
- Yonetsu, R., Nitta, O., & Surya, J. (2009). "Patternizing" standards of sit-to-stand movements with support in cerebral palsy. *NeuroRehabilitation*, *25*, 289–296.
- Yonetsu, R., Shimizu, J., & Surya, J. (2010). The effect of physiotherapy on sit-to-stand movements in a child with spastic diplegia. *Disability Rehabilitation*, *32*, 598–605.
- Yoshioka, S., Nagano, A., Hay, D. C., & Fukashiro, S. (2009). Biomechanical analysis of the relation between movement time and joint moment development during a sit-to-stand task. *BioMedical Engineering OnLine*, *27*(8), 1–9.
- Yuge, M., Kanda, T., Yamori, Y., & Fukase, H. (1991). The comparison of motor developmental processes between spastic diplegic children and athetotic children who have been treated since infancy. *No To Hattatsu*, *23*(4), 342–347.
- Van der Linden, D. W., Brunt, D., & McCulloch, M. U. (1994). Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *75*, 653–660.



APÊNDICE B

Manuscrito “*International Classification of Function, Disability and Health (ICF) in Children with Cerebral Palsy*”. *Disability and Rehabilitation*, 42(2): 27-134, 2011.

Adriana Neves dos Santos, Silvia Leticia Pavão, Ana Carolina de Campos, Nelci

Adriana Cicuto Ferreira Rocha.

PERSPECTIVES IN REHABILITATION

International classification of functioning, disability and health in children with cerebral palsy

Adriana Neves dos Santos, Sílvia Leticia Pavão, Ana Carolina de Campos & Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha

Department of Physiotherapy, Neuropediatrics Section, Universidade Federal de São Carlos, Rod. Washington Luis, São Carlos-SP, Brazil

Purpose: We intended to describe how concepts from recent models of disability have been studied for evaluation of children with cerebral palsy (CP) and their clinical implications. **Method:** We revised studies that focused on the components of the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) in children with CP. **Results:** Researchers have reported that children with CP exhibit impairments in various body functions/structures, limitations in functional activities performance and experience poorer participation outcomes than their typical peers. Moreover, it has been showed that participation of children with CP was affected by environmental factors. **Conclusion:** Therefore, evaluation and rehabilitation processes should be focused on the quality of life improvement by emphasizing what a child can and wants to execute within the environment. Also, environmental factors should be recognized so that barriers could be minimized and adaptations to the environment achieved. However, few studies have verified the interrelationship between contextual factors and the functioning and disability domains in children with CP. This would allow us to know about approaches specifically designed for these children's needs.

Keywords: Activity, environment, participation, quality of life

Introduction

Assessment of children with cerebral palsy (CP) and its intervention have been changed over the years according to the conceptualization of human functioning and disability. Recent models have begun to be applied in clinical and research fields because of their relevance for evidence-based practice. In this review, we describe models of disability according to the World Health Organization (WHO) and their theoretical bases. Moreover, we intend to describe how the recent concepts have been studied for evaluation of children with CP, including clinical implications. The knowledge about these

Implications for Rehabilitation

- Cerebral palsy is a disabling disease which impacts in body structures and functions, functional activities performance and social participation.
- ICF is a model of disability that focuses on the integration of these three dimensions.
- The knowledge about the concepts of ICF applied in children with CP allows an evidence-based practice.

concepts is important to optimize rehabilitation strategies based on improvements in the quality of life of children with CP and their families.

Models of health and disease according to the WHO

The World Health Organization (WHO) has published a family of classifications to code information about aspects of functioning and disability. In 1980, the WHO published the International Classification of Impairments, Disabilities and Handicaps (ICIDH), aiming to provide a code for the consequences of disease [1–3]. In this sense, ICIDH represented a complement to the International Classification of Diseases (ICD), which classifies diseases only according to their pathology and physiological mechanisms [1,4].

The ICIDH presented a model in which diseases were related to their impacts on the functioning and capability of a person to engage in society (Figure 1). Diseases were viewed as causing impairments, disabilities and handicaps in a linear and straightforward way [5,6]. Therefore, ICIDH focused on the consequences of diseases rather than on the components of health and functionality [4]. Moreover, environment was considered a secondary factor in the determination of health condition.

The ICIDH model was based on the biomedical model of disease, in which the role of professionals is to find and

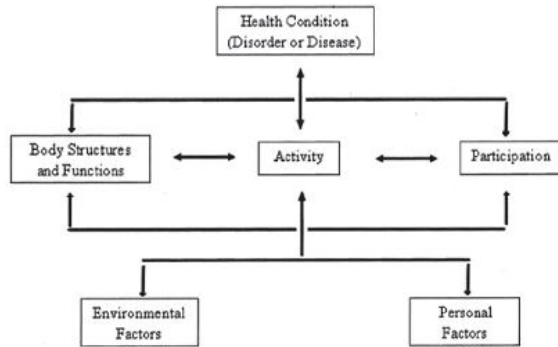


Figure 1. ICHD model.

purpose treatment of the impairments presented in order to prevent disability and handicap. Therefore, physical, social and policy changes on the environment where disabled people live have not been addressed [7–9].

In face of the implied limitations of the ICHD, an international effort was conducted to revise and restructure the ICHD. Consequently, a new model was conceived—the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF), which builds a framework for coding dimensions of all health-related experiences of a person (Figure 2) [5,10].

The ICF was developed through a worldwide collaborative process. After revision, it was approved by the World Health Assembly in May 2001 [1]. The ICF version for children and youth was created in 2007, namely, the International Classification of Functioning, Disability and Health for Children and Youth (ICF-CY). The ICF-CY uses the same framework as the ICF, and focuses on the child participation in both daily living activities and those required for functioning in the community [9,11].

According to the ICF, health and disease determinants consist of functioning and disability domains and of contextual factors. Functioning and disability are described as the dynamic interactions between body functions/structures, activities and participation domains. Contextual factors include environmental and personal factors that can influence disability and health [2,10–12].

The ICF considers that health conditions are originated from the interaction between all these components. Therefore, assessments and interventions should emphasize the impact of all health conditions on body structures and functions as well as on the things people do and on their participation in the society. Also, it is necessary to take into account the influence of contextual factors [2,3,10–12].

At the present time, ICF is viewed as a conceptual model of functioning and disability that has been increasingly used in the clinical and research fields. The application of this model is relevant for evidence-based practice, since it provides a framework for assessing and determining intervention goals.

Theoretical bases

ICF is based on an integration of two conceptual models proposed to explain disability. The first one is the medical



Figure 2. ICF model.

model, which views disability as a deviation from normality [13]. According to this model, disability is directly caused by impaired health condition and it is a problem of the individual. Therefore, assessment and intervention of an individual should be focused on improvements at the level of body structure and function; and the main objective is health recovery or individual adjustment [1].

On the other hand, the social model views disability as a political issue. It considers disability as a limitation of the full integration of an individual within the society. Hence, rehabilitation should be focused on environmental modifications and whose main goal is to enable full participation in the society [1,13].

Both these models have been relevant to the disability conceptualization, since they considered the intrinsic and extrinsic factors related to health condition. However, there was a lack of knowledge about the relationship between these factors [13]. Therefore, it was proposed a third model based on the integration of medical and social models, including psychological and environmental factors that can influence health conditions – the so-called bio-psycho-social model [1,13].

According to the bio-psycho-social approach, assessment and rehabilitation should consider body, individual and social aspects of health condition as well as environmental factors that can influence them. The main objective is to achieve optimal capacity and full participation of the individual in all aspects of life [8,14].

As ICF was based on the bio-psycho-social model, its structure highlights all the components that can influence disability and health. These components are composed of intrinsic and extrinsic factors, and acquisition of knowledge about the relationship between them is encouraged [1].

ICF in CP research

According to the knowledge acquired over the years in the research field and the development of disability conceptual models, changes regarding the way to propose assessments or clinical interventions for children with CP have also been occurring [4]. After the emergence of ICF, researchers have been reporting studies about functioning and disability as well as the influence of contextual factors on the health condition of children with CP.

The most studied and described domain of functioning and disability components in children with CP is the “body functions and structures” [15]. It is defined as the physiological functions of body systems and the anatomical parts of the body. Alterations in body function and structure are referred to as impairments, that is, a significant deviation or loss in relation to the normative standard [2,8,12].

Previous studies have reported that children with CP exhibit impairments in various body systems, including nervous, respiratory, cardiovascular and musculoskeletal ones. The primary limiting factor in children with CP is the

lack of coordination of muscle activation, characterized by decreased motor unit recruitment and firing rates [16,17], as well as co-contraction of agonistic and antagonistic muscles around the joints [18]. Therefore, spasticity, muscle weakness [19,20], muscle shortening [21,22], deficits in coordination [23,24] and poor balance [25,26] have been reported in this population.

All these impairments modify muscle morphological and structural properties [27]. Immunohistochemical studies have revealed increased intramuscular fat tissue [17], accumulation of collagen I in spastic muscle [18,28], and hypotrophy of type I and II muscle fibers in children with CP [17,29–32]. Additionally, magnetic resonance imaging and ultrasound have evidenced reduction in muscle size represented by alterations in volume, belly length, cross-sectional area and thickness [16,22,23].

The second domain is “activity”. According to the ICF, activity is defined as the execution of a task or action by an individual. Difficulties at activity domain are referred to as activity limitation [2,8,11,12].

Previous studies have reported that children with CP have limitations in performing functional activities involving several tasks. These children usually have impairments in movement patterns and require longer time to perform functional activities, such as gait [33,34], sit-to-stand movement [35,36], and reaching maneuvers [37,38]. Moreover, they exhibit lower scores on scales assessing gross motor function as well as those measuring fine motor function [39,40].

Despite the widespread knowledge about body functions and structures and activity domains in children with CP, participation has been the least studied one. According to the ICF, participation is described as the involvement of an individual in a life situation. Problems experienced in the engagement in daily life are defined as participation restriction [2,8,12,41].

Several measurement tools have been used to study the participation domain in children with CP. However, there is no comprehensive instrument specifically designed for measuring participation as defined in ICF [41–45]. According to previous studies, children with CP experience poorer participation outcomes than their typical peers [14,46,47], usually engaging in predominantly home-based activities that are sedentary and limited as well [41,47,48]. Therefore, children with CP also have both activity limitation and participation restriction.

The knowledge about how each functioning and disability domain is characterized in children with CP has evidenced that CP refers to a number of conditions with various levels of severity [15]. Although studies on the characterization of each domain are important to understand how specific factors are presented in CP, the relationships between ICF domains should be investigated.

Unfortunately, few studies have studied this relationship. The most studied relationships reported have been between muscle spasticity and strength and gross motor function performance and gait analysis [49,50]. Previous studies suggested that strength and spasticity seemed to affect functional

performance [49,51,52]. Additionally, impaired range of motion and selective motor control has also been related to activity limitation [53,54].

With regard to the interactions between participation and the other domains, even fewer studies have been performed. It was reported a complex interrelationship in which activity limitation, such as lower gross motor function measurement (GMFM) score, and impairment in body function and structure, such as spasticity, was related to participation restriction [14,55,56].

Besides the interrelationship between the functioning and disability domains, the contextual factors that can influence them also should be considered. According to the ICF, environmental factors consist of physical, social and attitudinal environments in which people live and conduct their lives [10].

Previous studies have reported that environmental factors influenced the participation of children with CP. Hammal [57] showed that variation in participation restriction occurred depending on the dwelling place where the child lived. The authors suggested that specificity of the environment could either facilitate or restrict participation. Another study reported that functional skills, caregiver assistance, and environmental modifications are related to daily activity performance [58].

Moreover, it has been showed that participation of children with CP was affected by environmental factors (e.g. transport accessibility and educational placement) as well as by intrinsic impairments, such as GMFCS level [59,60] (Palisano et al., 1997; 2008), age, and severity of gross and fine motor impairment [58].

These studies allow us to observe that both functioning and disability domains and environmental factors may influence health condition in children with CP. This highlights the importance to consider environmental aspects besides the intrinsic ones for assessment and clinical intervention in children with CP. Also, it was showed that studies on relationships between ICF components should be encouraged.

Clinical implications

The concepts raised by ICF have been used in clinical evaluation and rehabilitation of children with CP. According to its approach, some concepts should be emphasized.

Firstly, all the aspects that can influence health condition should be considered in the assessment of children with CP, since ICF views that all components are linked to one another [4,10,11]. It should be assessed not only impairments in body structures and functions, but also the tasks such children do, their participation in society, and how environmental factors facilitate or impede a full participation [11,56].

Secondly, the functional capabilities and limitations of the child with CP should be emphasized [4]. The evaluation process should identify what children can or cannot do in the environment where they live, as well as the environmental constraints that limit their performance and participation in

the society [61]. Therefore, the modifiable positive and negative categories that influence child health should be recognized throughout evaluation process, since they can be selected as targets goals for rehabilitation [62].

Moreover, these children should be considered individually, with their own capabilities and limitations [63]. Both child and family have specific expectations about the rehabilitation process which, in turn, are related to cultural and social aspects [4]. It was showed that values and beliefs of others influence the participation of a child in the society [64]. Therefore, all these factors should be considered when rehabilitation goals are to be outlined, with intervention approaches being chosen according to the child's needs.

Another concept emerging from this approach is that each child's capabilities and limitations change over time, either individually (e.g. age and growth) or environmentally (e.g. dwelling place or moving from one community or school to another). Therefore, evaluation should be done throughout the child's development and during the rehabilitation process [65].

Thirdly, the environment where the child lives is fundamental for health condition determination [53,58,66]. The relationship between children and their environment enables them to explore and process afferent information so that they can later select the most effective and adaptive movements for becoming engaged in the society [67,68]. The contextual factors present in the children's life can facilitate or hinder their participation in the society [53]. Therefore, during evaluation and rehabilitation, these factors should be recognized so that barriers could be minimized and adaptations to the environment achieved. This would surely facilitate full participation of the child in daily activities.

The ICF addressed contextual factors for health determination, thus strengthening the idea that social and policy changes should be considered in the rehabilitation process [2,11,12]. For example, previous studies reported that assistive devices could facilitate child performance in functional activities [53,57]. Therefore, intervention approaches should not only be chosen centered on the child, but also on the restrictions presented in the environment where the child lives.

Lastly, the rehabilitation process should be focused on the quality of life improvement by emphasizing what a child can and wants to execute within the environment [4]. This means that rehabilitation choices are focused on the child's engagement in daily activities rather than on correcting the deviation from normality. Therefore, recovery and environmental adaptation are equally important for intervention approaches focused on the child's social engagement.

Considerations

It was possible to observe that children with CP exhibit impairments in body structures and functions, limitations in functional activity, and restriction in social participation. Also, the environment where the child lives has a crucial influence on the latter aspect. Therefore, individual and environmental factors influence the health condition of the child with CP.

All these aspects are in agreement with ICF conceptualization of disability and functioning [5,10]. Also, they agreed with the theoretical assumptions being used to explain the child's development and improvement of motor abilities. According to these concepts, movement or behavior emerges from interactions between multiple internal systems of the child, including characteristics of the task and specific environmental context [68,69]. Therefore, intrinsic changes inherent to the individual (e.g. body weight and muscle weakness) and modifications in the environment and daily activities (e.g. gravity and type of floor) influence the way a movement is performed and consequently the child's participation in the society.

However, few studies have verified the interrelationship between contextual factors and the functioning and disability domains in children with CP. This would allow us to know about approaches specifically designed for these children's needs. In fact, the ICF approach is important for evaluating the child with CP and determining rehabilitation strategies as it focuses on the quality of life and how the child is engaged in the society [70,71].

Declaration of interest: This study was supported financially by a grant from FAPESP (2010/12688-9).

References

1. Ustün TB, Chatterji S, Bickenbach J, Kostanjsek N, Schneider M. The International Classification of Functioning, Disability and Health: A new tool for understanding disability and health. *Disabil Rehabil* 2003;25:565-571.
2. Battaglia M, Russo E, Bolla A, Chiusso A, Bertelli S, Pellegrini A, Borri G, Martinuzzi A. International Classification of Functioning, Disability and Health in a cohort of children with cognitive, motor, and complex disabilities. *Dev Med Child Neurol* 2004;46:98-106.
3. Badley EM. Enhancing the conceptual clarity of the activity and participation components of the International Classification of Functioning, Disability, and Health. *Soc Sci Med* 2008;66:2335-2345.
4. Rosenbaum P, Stewart D. The World Health Organization International Classification of Functioning, Disability, and Health: A model to guide clinical thinking, practice and research in the field of cerebral palsy. *Semin Pediatr Neurol* 2004;1:5-10.
5. Simeonsson RJ, Leonardi M, Lollar D, Björck-Akesson E, Hollenweger J, Martinuzzi A. Applying the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) to measure childhood disability. *Disabil Rehabil* 2003;25:602-610.
6. Stucki G, Ewert T, Cieza A. Value and application of the ICF in rehabilitation medicine. *Disabil Rehabil* 2002;24:932-938.
7. Schneidert M, Hurst R, Miller J, Ustün B. The role of environment in the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF). *Disabil Rehabil* 2003;25:588-595.
8. Stucki G, Cieza A, Melvin J. The International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF): A unifying model for the conceptual description of the rehabilitation strategy. *J Rehabil Med* 2007;39:279-285.
9. Zakirova-Engstrand R, Granlund M. The international classification of functioning, disability and health-children and youth (ICF-CY): Testing its utility in classifying information from eco-cultural family interviews with ethnically diverse families with children with disabilities in Kyrgyzstan. *Disabil Rehabil* 2009;31:1018-1030.
10. World Health Organization. ICF: International Classification of Functioning, Disability and Health. Geneva: WHO; 2001.
11. Ibragimova N, Granlund M, Björck-Akesson E. Field trial of ICF version for children and youth (ICF-CY) in Sweden: Logical coherence, developmental issues and clinical use. *Dev Neurorehabil* 2009;12:3-11.
12. Cieza A, Brockow T, Ewert T, Amman E, Kollerits B, Chatterji S, Ustün TB, Stucki G. Linking health-status measurements to the international

- classification of functioning, disability and health. *J Rehabil Med* 2002;34:205-210.
13. Raghavendra P, Bornman J, Granlund M, Björck-Akesson E. The World Health Organization's International Classification of Functioning, Disability and Health: Implications for clinical and research practice in the field of augmentative and alternative communication. *Augment Altern Commun* 2007;23:349-361.
 14. Beckung E, Hagberg G. Neuroimpairments, activity limitations, and participation restrictions in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2002;44:309-316.
 15. Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M. Definition and Classification Document in the Definition and Classification of Cerebral Palsy (Ed Baxter P). *Dev Med Child Neurol* 2007;49:8-14.
 16. Elder GC, Kirk J, Stewart G, Cook K, Weir D, Marshall A, Leakey L. Contributing factors to muscle weakness in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2003;45:542-550.
 17. Stackhouse SK, Binder-Macleod SA, Lee SC. Voluntary muscle activation, contractile properties, and fatigability in children with and without cerebral palsy. *Muscle Nerve* 2005;31:594-601.
 18. Booth CM, Cortina-Borja MJ, Theologis TN. Collagen accumulation in muscles of children with cerebral palsy and correlation with severity of spasticity. *Dev Med Child Neurol* 2001;43:314-320.
 19. Seniorou M, Thompson N, Harrington M, Theologis T. Recovery of muscle strength following multi-level orthopaedic surgery in diplegic cerebral palsy. *Gait Posture* 2007;26:475-481.
 20. Damiano DL, Arnold AS, Steele KM, Delp SL. Can strength training predictably improve gait kinematics? A pilot study on the effects of hip and knee extensor strengthening on lower-extremity alignment in cerebral palsy. *Phys Ther* 2010;90:269-279.
 21. Mohagheghi AA, Khan T, Meadows TH, Giannikas K, Baltzopoulos V, Maganaris CN. *In vivo* gastrocnemius muscle fascicle length in children with and without diplegic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2008;50:44-50.
 22. Moreau NG, Teefey SA, Damiano DL. *In vivo* muscle architecture and size of the rectus femoris and vastus lateralis in children and adolescents with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2009;51:800-806.
 23. Park ES, Park CI, Lee HJ, Kim DY, Lee DS, Cho SR. The characteristics of sit-to-stand transfer in young children with spastic cerebral palsy based on kinematic and kinetic data. *Gait Posture* 2003;17:43-49.
 24. Hennington G, Johnson J, Penrose J, Barr K, McMullin ML, Vander Linden DW. Effect of bench height on sit-to-stand in children without disabilities and children with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:70-76.
 25. Donker SF, Ledebt A, Roerdink M, Savelsbergh GJ, Beek PJ. Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children. *Exp Brain Res* 2008;184:363-370.
 26. Bandholm T, Magnusson P, Jensen BR, Sonne-Holm S. Dorsiflexor muscle-group thickness in children with cerebral palsy: Relation to cross-sectional area. *NeuroRehabilitation* 2009;24:299-306.
 27. Barrett RS, Lichtwark GA. Gross muscle morphology and structure in spastic cerebral palsy: A systematic review. *Dev Med Child Neurol* 2010;52:794-804.
 28. Dietz V, Berger W. Cerebral palsy and muscle transformation. *Dev Med Child Neurol* 1995;37:180-184.
 29. Rose J, Haskell WL, Gamble JG, Hamilton RL, Brown DA, Rinsky L. Muscle pathology and clinical measures of disability in children with cerebral palsy. *J Orthop Res* 1994;12:758-768.
 30. Ito J, Araki A, Tanaka H, Tasaki T, Cho K, Yamazaki R. Muscle histopathology in spastic cerebral palsy. *Brain Dev* 1996;18:299-303.
 31. Marbini A, Ferrari A, Cioni G, Bellanova MF, Fusco C, Gemignani F. Immunohistochemical study of muscle biopsy in children with cerebral palsy. *Brain Dev* 2002;24:63-66.
 32. Oberhofer K, Stott NS, Mithraratne K, Anderson IA. Subject-specific modelling of lower limb muscles in children with cerebral palsy. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2010;25:88-94.
 33. Dobson F, Morris ME, Baker R, Graham HK. Gait classification in children with cerebral palsy: A systematic review. *Gait Posture* 2007;25:140-152.
 34. Cauraugh JH, Naik SK, Hsu WH, Coombes SA, Holt KG. Children with cerebral palsy: A systematic review and meta-analysis on gait and electrical stimulation. *Clin Rehabil* 2010;24:963-978.
 35. Yonetsu R, Nitta O, Surya J. "Patternizing" standards of sit-to-stand movements with support in cerebral palsy. *NeuroRehabilitation* 2009;25:289-296.
 36. da Costa CS, Savelsbergh G, Rocha NA. Sit-to-stand movement in children: A review. *J Mot Behav* 2010;42:127-134.
 37. Eliasson AC, Forsberg H, Hung YC, Gordon AM. Development of hand function and precision grip control in individuals with cerebral palsy: A 13-year follow-up study. *Pediatrics* 2006;118:e1226-e1236.
 38. de Campos AC, Rocha NA, Savelsbergh GJ. Reaching and grasping movements in infants at risk: A review. *Res Dev Disabil* 2009;30:819-826.
 39. Himmelmann K, Beckung E, Hagberg G, Uvebrant P. Gross and fine motor function and accompanying impairments in cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2006;48:417-423.
 40. Arnould C, Penta M, Thonnard JL. Hand impairments and their relationship with manual ability in children with cerebral palsy. *J Rehabil Med* 2007;39:708-714.
 41. Imms C. Children with cerebral palsy participate: A review of the literature. *Disabil Rehabil* 2008;30:1867-1884.
 42. Morris C, Kurinczuk JJ, Fitzpatrick R. Child or family assessed measures of activity performance and participation for children with cerebral palsy: A structured review. *Child Care Health Dev* 2005;31:397-407.
 43. Sakzewski L, Boyd R, Ziviani J. Clinimetric properties of participation measures for 5- to 13-year-old children with cerebral palsy: A systematic review. *Dev Med Child Neurol* 2007;49:232-240.
 44. Harvey A, Robin J, Morris ME, Graham HK, Baker R. A systematic review of measures of activity limitation for children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2008;50:190-198.
 45. King GA, Law M, King S, Hurley P, Hanna S, Kertoy M, Rosenbaum P. Measuring children's participation in recreation and leisure activities: Construct validation of the CAPE and PAC. *Child Care Health Dev* 2007;33:28-39.
 46. Schenker R, Coster W, Parush S. Participation and activity performance of students with cerebral palsy within the school environment. *Disabil Rehabil* 2005;27:539-552.
 47. Parkes J, McCullough N, Madden A. To what extent do children with cerebral palsy participate in everyday life situations? *Health Soc Care Community* 2010;18:304-315.
 48. Majnemer A, Shevell M, Law M, Birnbaum R, Chilingaryan G, Rosenbaum P, Poulin C. Participation and enjoyment of leisure activities in school-aged children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2008;50:751-758.
 49. Scholtes VA, Dallmeijer AJ, Rameckers EA et al. Lower limb strength training in children with cerebral palsy - a randomized controlled trial protocol for functional strength training based on progressive resistance exercise principle. *BMC Pediatr* 2008;8:8-41.
 50. MacPhail HE, Kramer JE. Effect of isokinetic strength-training on functional ability and walking efficiency in adolescents with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1995;37:763-775.
 51. Ross SA, Engsborg JR. Relationships between spasticity, strength, gait, and the GMFM-66 in persons with spastic diplegia cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil* 2007;88:1114-1120.
 52. Tuzson AE, Granata KP, Abel MF. Spastic velocity threshold constrains functional performance in cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil* 2003;84:1363-1368.
 53. Ostensjø S, Carlberg EB, Vollestad NK. Motor impairments in young children with cerebral palsy: Relationship to gross motor function and everyday activities. *Dev Med Child Neurol* 2004;46:580-589.
 54. Ballaz L, Plamondon S, Lemay M. Ankle range of motion is key to gait efficiency in adolescents with cerebral palsy. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2010;25:944-948.
 55. Kerr C, McDowell B, McDonough S. The relationship between gross motor function and participation restriction in children with cerebral palsy: An exploratory analysis. *Child Care Health Dev* 2007;33:22-27.
 56. Wright FV, Rosenbaum PL, Goldsmith CH, Law M, Fehlings DL. How do changes in body functions and structures, activity, and participation relate in children with cerebral palsy? *Dev Med Child Neurol* 2008;50:283-289.
 57. Hammal D, Jarvis SN, Colver AF. Participation of children with cerebral palsy is influenced by where they live. *Dev Med Child Neurol* 2004;46:292-298.
 58. Forsyth R, Colver A, Albanides S, Woolley M, Lowe M. Participation of young severely disabled children is influenced by their intrinsic impairments and environment. *Dev Med Child Neurol* 2007;49:345-349.
 59. Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, Russell D, Wood E, Galuppi B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1997;39:214-223.
 60. Palisano RJ, Rosenbaum P, Bartlett D, Livingston MH. Content validity of the expanded and revised Gross Motor Function Classification System. *Dev Med Child Neurol* 2008;50:744-750.

61. Goldstein DN, Cohn E, Coster W. Enhancing participation for children with disabilities: Application of the ICF enablement framework to pediatric physical therapist practice. *Pediatr Phys Ther* 2004;16:114-120.
62. Rauch A, Cieza A, Stucki G. How to apply the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) for rehabilitation management in clinical practice. *Eur J Phys Rehabil Med* 2008;44:329-342.
63. Moore L, Kirk S. A literature review of children's and young people's participation in decisions relating to health care. *J Clin Nurs* 2010;19:2215-2225.
64. Glascoe FP, Leew S. Parenting behaviors, perceptions, and psychosocial risk: Impacts on young children's development. *Pediatrics* 2010;125:313-319.
65. Wise PH. Confronting social disparities in child health: A critical appraisal of life-course science and research. *Pediatrics* 2009;124 Suppl 3:S203-S211.
66. Michelsen SI, Flachs EM, Uldall P, Eriksen EL, McManus V, Parkes J, Parkinson KN, et al. Frequency of participation of 8-12-year-old children with cerebral palsy: A multi-centre cross-sectional European study. *Eur J Paediatr Neurol* 2009;13:165-177.
67. Thelen E, Corbetta D. Exploration and selection in the early acquisition of skill. *Int Rev Neurobiol* 1994;37:75-102; discussion 121.
68. Thelen E. Motor development. A new synthesis. *Am Psychol* 1995;50:79-95.
69. Hadders-Algra M. The neuronal group selection theory: Promising principles for understanding and treating developmental motor disorders. *Dev Med Child Neurol* 2000;42:707-715.
70. Darrach J, Law MC, Pollock N, Wilson B, Russell DJ, Walter SD, Rosenbaum P, Galuppi B. Context therapy: A new intervention approach for children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2011;53:615-620.
71. Law MC, Darrach J, Pollock N, Wilson B, Russell DJ, Walter SD, Rosenbaum P, Galuppi B. Focus on function: A cluster, randomized controlled trial comparing child- versus context-focused intervention for young children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2011;53:621-629.



APÊNDICE C

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

1. Seu filho está sendo convidado para participar da pesquisa intitulada "Atividade Sentado para de Pé em Crianças com Paralisia Cerebral: Relação com a Força Muscular e a Participação Social", desenvolvida pela aluna de Mestrado do Programa de Fisioterapia da UFSCar Adriana Neves dos Santos, sob orientação da professora Dr^a Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha e com apoio financeiro da CAPES.

2. Justificativa, objetivos e procedimentos:

a) Seu filho foi selecionado na Unidade Saúde Escola da UFSCar, em escolas, creches ou instituições de atendimento a população especial da cidade de São Carlos e região. Sua participação e a de seu filho na pesquisa não são obrigatórias.

b) O presente estudo tem por objetivo descrever a relação da transferência sentado para de pé; com a geração de força muscular e com a participação do indivíduo na sociedade, em crianças sem alteração neurológica e com Paralisia Cerebral. Além disso, visa comparar a relação desses três componentes em crianças típicas e crianças com diagnóstico de Paralisia Cerebral.

c) Sua participação na pesquisa consistirá em ser submetida, na primeira avaliação, a um questionário acerca dos seus dados gestacionais, dados do nascimento de seu filho e das condições de saúde e de comportamento motor. Além disso, deverá responder a um questionário referente a participação de seu filho nas atividades do dia a dia intitulado Inventário de Avaliação Pediátrica de Incapacidade. Seu filho será submetido a avaliações de força muscular e da atividade sentado para de pé, que consiste em levantar-se de uma cadeira.

3. Riscos e Benefícios:

O método apresentado pode oferecer como riscos desconforto da criança quanto aos testes, fadiga muscular e cansaço físico. Caso algumas dessas características sejam observadas o pesquisador se compromete a tomar medidas para minimizá-las ou interromper o procedimento, caso estas medidas não sejam suficientes.

Os procedimentos serão indolores e não invasivos. Os responsáveis pela criança estarão cientes dos procedimentos adotados e poderão participar de todas as fases da pesquisa.

Ao autorizar a participação de seu filho neste estudo, você estará ajudando na descoberta de novos procedimentos que poderão auxiliar as habilidades motoras de crianças com paralisia cerebral, e isto trará benefícios para a compreensão acerca de protocolos de tratamento que possam ser utilizados futuramente.

4. Seu (a) filho (a) será submetido a uma avaliação de peso, altura, comprimento de braços e pernas. Serão então afixados marcadores com 2,5 cm de diâmetro em pontos específicos do corpo dele. Seu filho será colocado em um banco. Serão então apresentados a ele vários objetos atrativos e será pedido que levante da cadeira para alcançá-los. Durante este período quatro câmeras estarão filmando seus movimentos. Também serão aplicados questionários referentes a como seu filho executa tarefas no dia a dia e como ele participa das atividades na comunidade.

No dia posterior seu filho será submetido a uma avaliação de força muscular. Nesta deverá sentar em uma cadeira e realizar o máximo de força possível para os movimentos dos membros inferiores.

5. As avaliações e terapias serão realizadas e monitoradas pelas pesquisadoras responsáveis, e você poderá acompanhá-las durante todo o período em que forem realizadas. Tenho conhecimento que poderei obter informações a respeito da pesquisa diretamente com o pesquisador em qualquer momento que necessitar delas.

6. Antes de o estudo ter início e no decorrer da pesquisa, você terá todos os esclarecimentos a respeito dos procedimentos adotados, e o responsável pela pesquisa se prontifica a responder todas as questões sobre o experimento.

7. A sua participação nesse estudo é voluntária. A qualquer momento você pode desistir de participar e retirar seu consentimento. Sua recusa em participar não trará nenhum prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a instituição.

8. As informações obtidas neste estudo são confidenciais e asseguramos o sigilo sobre sua participação. Estas informações não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem a sua autorização oficial e só poderão ser utilizadas para fins estatísticos ou científicos, desde que fique resguardada a sua privacidade. A divulgação dos dados será feita sem que seja possível a sua identificação e de seu filho.

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

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

Ft. Adriana Neves dos Santos

Fone: (11) 71985915

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

Local e data: _____

Assinatura do Responsável



APÊNDICE D

Protocolo de Avaliação Física Inicial

Protocolo de Avaliação Inicial

Data da Avaliação: _____

Terapeuta: _____

Dados Pessoais:

1. Nome: _____

_____ Telefone (s): Residencial: _____ Celular: _____

Altura: _____ Peso: _____ IMC: _____

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

Comprimento Apar membro D: _____ Comprimento Apar membro E: _____

Comprimento Coxa D: _____ Comprimento Coxa E: _____

Comprimento Perna D: _____ Comprimento Perna E: _____

Comprimento Pé D: _____ Comprimento Pé E: _____

Largura Pé D: _____ Largura Pé E: _____

Distância entre espinhas ilíacas ântero-superiores: _____

Histórico de Tratamento:

2. Médico (s): _____

Cirurgias: _____

Tratamentos Anteriores: _____

Hábitos da Criança:

Alimentação (tipo: líquido, pastoso, sólido): _____

Sono (horário?, dorme tranqüilamente?, acorda muitas vezes?): _____

Brinquedos preferidos: _____

Observação Geral:

GMFCS: _____

Visão: _____

Audição: _____

Respiração: _____

Cognição: _____

Uso de Equipamentos (órteses, andador, cadeira de rodas, bengala, etc):

Deformidades ortopédicas: _____

Tônus Muscular: segundo Ashorth modificada

0) nenhum aumento no tônus muscular;

1) leve aumento do tônus muscular, manifestado por uma tensão momentânea ou por resistência mínima, no final da amplitude de movimento articular (ADM), quando a região é movida em flexão ou extensão;

1+) leve aumento do tônus muscular, manifestado por tensão abrupta, seguida de resistência mínima em menos da metade da ADM restante;

2) aumento mais marcante do tônus muscular, durante a maior parte da ADM, mas a região é movida facilmente;

3) considerável aumento do tônus muscular, o movimento passivo é difícil;

4) parte afetada rígida em flexão ou extensão.

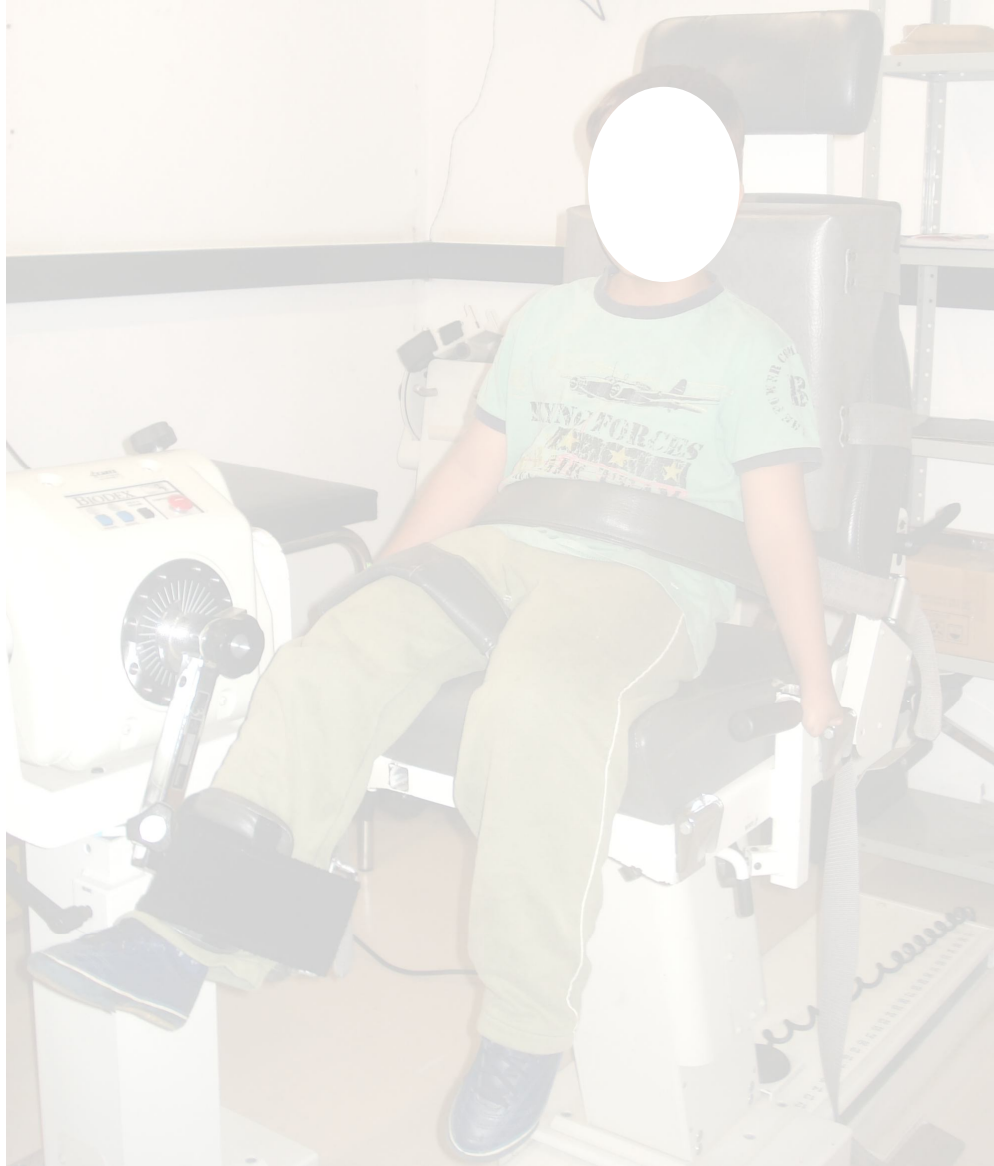
	Direito	Esquerdo
Abdutores de quadril		
Adutores de quadril		
Flexores de quadril		
Extensores de quadril		
Extensores de joelho		
Flexores de joelho		
Dorsiflexores do tornozelo		
Flexores plantares de tornozelo		

Amplitude de Movimento Articular:

	Ativo		Passivo	
	Direito	Esquerdo	Direito	Esquerdo
Abdutores de quadril				
Adutores de quadril				
Flexores de quadril				
Extensores de quadril				
Extensores de joelho				
Flexores de joelho				
Dorsiflexores do tornozelo				
Flexores plantares de tornozelo				
Tronco				

Força Muscular:

	Direito	Esquerdo
Abdutores de quadril		
Adutores de quadril		
Flexores de quadril		
Extensores de quadril		
Extensores de joelho		
Flexores de joelho		
Dorsiflexores do tornozelo		
Flexores plantares de tornozelo		



APÊNDICE E

Manuscrito submetido à Revista Brasileira de Fisioterapia intitulado “*Reliability of isokinetic evaluation in passive mode for knee flexors and extensors in children without disabilities*”. Adriana Neves dos Santos, Sílvia Leticia Pavão, Mariana Arias Ávila, Tania de Fátima Salvini, Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha.

Abstract

Background: The isokinetic dynamometer has been considered the gold standard evaluation to measure muscle performance. However, the reliability for passive mode for children has not been reported yet. The purpose was to evaluate the reliability of isokinetic dynamometer in passive mode for children. *Methods:* Thirteen children (six girls, seven boys), aged 5 to 12 years (age: 9 ± 2 years), were evaluated using a Biodex III dynamometer. Each participant was tested twice at an interval of 1 week and performed five consecutive cycles of knee extension and flexion. The test was performed at $60^\circ/\text{s}$ in the concentric passive mode. The measured variables were average peak torque, average total work, average power and average time to peak torque. Reliabilities were determined using intraclass correlation coefficient (ICC), the standard error of measurement (SEM and SEM%), the coefficient of variation (CV) and Bland-Altman analysis. *Findings:* It was found good reliability for average peak torque, total work and power, with ICC values greater than 0.86; SEM and SEM% values ranging from 1.54 to 407.1 and from 5.7% to 8.1%; and CV lower than 15. However, average time to peak torque was not reliable since ICC was 0.16, SEM 0.16, SEM% 35.5% and CV 35. *Interpretation:* The findings indicate that isokinetic evaluation in passive mode for children without disabilities was reliable for average peak torque, work and power; therefore it should be considered in rehabilitation protocols. However, a learning process seems to influence variables related to time of contraction, such as average time to peak torque.

Keywords: isokinetic evaluation, children, knee, reliability

INTRODUCTION

Activities of daily living such as walking, running and sit-to-stand movement require dynamic muscle contraction¹. This involves, besides other components, the capacity to exert maximum torque statically or dynamically, defined as muscle strength². Previous studies reported that deficits in muscle strength are related with impairments in functional activities performance and decreased mobility^{1,2,3}.

Muscle strength has been evaluated with different devices; but the isokinetic dynamometer has been considered the gold standard evaluation^{4,5}. It enables a quantitative evaluation of muscle function, throughout variables as torque, power and endurance⁶. However, before the isokinetic dynamometer can be used for research or clinical rehabilitation, its reliability must be sustained⁷.

Reliability is defined as the consistency between different measures performed under similar conditions⁸. It allows the verification to which degree test protocols are free from errors of measurement¹. Therefore, when the test is reliable; device, clinician or testing error can be excluded⁷. Then, comparison of the measures obtained during isokinetic evaluation over a period of time is possible^{7,9}.

Previous studies have reported that isokinetic evaluation is simple to be applied and has good reliability in children¹⁰⁻¹⁴, elderly people^{15,16} and health adults^{17,18}. These studies verified the reliability of isokinetic evaluation in active mode; which one is preferred since it is more directly related to functional activities.

However, individuals with muscle weakness usually do not have enough strength to move the lever arm against gravity or complete full range of motion; which are conditions required to perform isokinetic evaluation in active mode. Therefore, previous studies utilized the passive mode for subjects with muscle weakness, such as children with cerebral palsy^{6,19} and patients with neuromuscular disorders^{11,20}. In the

passive mode test, the individual performs a maximal effort and, at the same time, the dynamometer produces movement at a constant preset velocity²¹. The passive mode seems to be a feasible alternative to evaluate muscle strength in individuals with muscle weakness^{19,20}.

Considering that are differences concerning neuromuscular properties required to perform passive and active mode tests; the establishment of baseline measures of muscle performance during isokinetic evaluation in passive mode in subjects without disabilities should be performed. A normative database in passive mode test would allow the evaluation and comparison of subjects with and without disabilities; and the establishment of goals for rehabilitation and clinical trials¹¹.

However, before the characterization about how isokinetic parameters are presented; the reliability of passive mode protocol must be sustained. If the test is considered reliable the values attributed for the obtained variables can be trusted.

One of the most studied populations with lack of muscle strength that has been investigated recently is children with cerebral palsy (CP). Previous studies applied isokinetic evaluation in passive mode in children with CP^{6,19}. However, it has not been reported yet how isokinetic parameters are characterized and the reliability of isokinetic evaluation in passive mode in children without disabilities. Thus, studies aiming to compare muscle performance between children with and without disabilities in passive mode cannot be reliable.

Therefore, the purpose of this study was to evaluate the reliability of isokinetic dynamometer evaluation in passive mode for children without disabilities. The reliability of knee flexion and extension were evaluated, since their relevance to perform activities of daily living²².

METHODS

Participants

Eighteen children were recruited for the study. Three were excluded because they missed the second evaluation and two were excluded for equipment problems. Therefore, thirteen children, 6 girls and 7 boys, aged from 5 to 12 years (mean \pm SD; age: 9 \pm 2years; height: 138.8 \pm 15.8cm; weight: 32 \pm 10.5kg) participated in the study. The number of participants recruited for the present study was based on previous studies that evaluated reliability in children^{10,11,12}. Inclusion criteria were children without any neuromuscular, orthopedic and cardiovascular diseases; who did not participated in regular activities for more than 3 days per week.

The Ethics Committee for Human Research of the Federal University of São Carlos approved the study, which is in agreement with the Declaration of Helsinki and the resolution 196/96 from National Health Council. Children were admitted in the study following informed written parental consent.

Test Protocol

Isokinetic data was collected with the *Biodex Multi-Joint System 3* isokinetic dynamometer (Biodex Medical System, Shyrley, NY). Each child underwent two identical test sessions, with seven days between sessions. All tests were conducted by the same investigator.

Before the start of each testing session, the system was calibrated according to the specifications of the manufacturer. Testing was performed on the dominant lower limb, which was defined as the limb used to kick a ball²³.

Children were seated in the chair, with hip and knee in 90° of flexion, stabilized with thigh and trunk straps. The rotational axis of the knee joint (lateral femoral

epicondyle) was aligned with rotational axis of the lever arm. The resistance pad was attached approximately 5cm above the lateral malleolus. The total range of motion was set as 70°, from 90° of knee flexion to 20° of knee extension (0° being full extension)^{6,24}. Additional back support was provided when necessary, to ensure the biomechanical alignment between rotational axis of both knee and dynamometer.

After children were positioned at the chair, they were given verbal instructions about the movement to be performed. Then, their lower limbs were moved passively for the examiner through the desired range of motion, while the examiner explained the test.

Then, three submaximal contractions were performed for familiarization with test procedures. After a 2-min rest and additional brief description of the contraction, children performed the test, which was composed of five maximal voluntary contractions, performed in the concentric passive mode. During each test, visual feedback and verbal encouragement were given.

The 60°/s velocity was chosen since the capacity of the muscle to generate torque is better in low velocities – 30°/s e 60°/s²⁵, and activities of daily living were related with muscle ability to generate torque in these velocities²⁶. Moreover, 60°/s were chosen instead of 30°/s, since it was detected in a pilot study that this velocity was the most comfortable for children. Furthermore, according to the specifications of the Biodex manufacturer, higher speeds in passive mode are ideal for active assistive exercise.

Data Analysis and Statistics

The average peak torque, total work, average power and average time to peak torque variables were measured for knee flexion and extension. It was considered the average value for the 5 repetitions executed during each test session.

The variables considered in the study were normalized by subtracting the torque curve produced during isokinetic passive mode from a torque curve measured when the child was relaxed. This curve was obtained by asking to the child to be relaxed as full as possible while a passive mobilization of the knee occurred²⁰.

For all variables the between-session reliability was calculated (session 1 versus session 2).

Relative reliability was assessed by intraclass correlation coefficient ($ICC_{3,1}$); which allows verifying the consistency between different tests executed by the same examiner⁷. For $ICC_{3,1}$ a 95% confidence interval was calculated. ICC was considered: over 0.90 as high, between 0.80 and 0.90 as moderate and below 0.80 as insufficient²⁷.

The coefficient of variation (CV) was used to express intrasubject variation between two measurements²⁷. It was considered that CV should be 15% or bellow. The CV was calculated, for each subject, as:

$$SD \text{ two measurements} / \text{Mean two measurements} \times 100$$

Moreover, absolute reliability was determined with the standard error of the measurement (SEM and SEM%) and the Bland-Altman plot analysis.

SEM was considered to analyze method errors. It allows verifying how much a score is likely to vary with repeated measurements of the same subject³. The SEM is defined by:

$$SEM = SD (1 - ICC_{3,1})$$

Where SD is the standard deviation of all the measurements from the two sessions¹.

Moreover, SEM% was considered, as it is more easily interpreted. The SEM% indicates the measurement errors in relative values²⁸. The SEM% is defined by:

$$\text{SEM\%} = (\text{SEM}/\text{mean}) \times 100$$

Where mean is the mean for all the observations from test sessions one and two²⁹.

A Bland-Altman plot analysis allows verifying the agreement between session 1 and session 2 measures³⁰. In the test, the mean of differences between the two measures and the confidence limits are calculated. The confidence limits, or limits of agreement (LA), provide information about how much random variation may be influencing the ratings. When there is a tendency that agreement between two measures occurs, the mean will be near to zero. When a measure tends to be higher than the other one, the mean will be far from zero, but the confidence intervals will be narrow. If the measurements tend to disagree the mean will be near zero and the confidence intervals will be wide.

The SPSS software program, version 17.0, was used for statistical analysis.

RESULTS

Table 1 presents ICC, CV, SEM and SEM% values for all variables of isokinetic evaluation methods for knee extension and flexion.

Moderate test-retest relative reliability (ICCs range 0.84 to 0.89) was found for average peak torque and average power for both knee flexion and extension. Moreover, ICC values were considered high for total work for knee extension (0.94) and flexion

(0.96). However, insufficient absolute reliability was found when average time to peak torque was considered ($ICC < 0.70$).

For all variables, except average time to peak torque, the CVs were lower than 15, as recommended. Moreover absolute reliability was good since SEM% values were very small, ranging between 2 and 7%. However, average time to peak torque presented high CV and poor absolute reliability for knee flexion and extension.

TABLE 1 - Reliability of isokinetic evaluation in passive mode for knee flexion and extension torque in children

	Mean \pm SD		Test-Retest Reliability			
	Evaluation 1	Evaluation 2	ICC	CV	SEM	SEM %
Knee Extension						
<i>Average Peak Torque (Nm/Kg.100)</i>	141.2 \pm 45.9	149.3 \pm 43.5	0.83	9.8	8	5.5
<i>Average Average power (W/Kg.100)</i>	64.6 \pm 24.5	61.2 \pm 27.7	0.83	15	4.4	7
<i>Total work (J/Kg.100)</i>	50675.8 \pm 21477.6	49813.8 \pm 20533.6	0.82	12.9	3706.4	7.4
<i>Average Time to Peak Torque (s)</i>	0.54 \pm 0.21	0.46 \pm 0.15	0.16	35	0.16	35.5
Knee Flexion						
<i>Average Peak Torque (Nm/Kg.100)</i>	69.0 \pm 21.9	70.4 \pm 20.6	0.80	12	4.2	6
<i>Average Average power (W/Kg.100)</i>	57.0 \pm 29.4	58.4 \pm 31.5	0.93	15	2.1	3.6
<i>Total work (J/Kg.100)</i>	19707.7 \pm 9129.2	22043.6 \pm 8785.7	0.92	12	708.7	3.4
<i>Average Time to Peak Torque (s)</i>	0.63 \pm 0.29	0.53 \pm 0.19	0.46	27	0.45	37.0

SD: standard deviation; ICC: intraclass correlation coefficient; CV: coefficient of variation; SEM: standard error of the measurement; SEM%: standard error of the measurement %.

Bland-Altman plots of average peak torque, average power, total work and average time to peak torque are shown in Figures 1 and 2. It was possible to observe that most points (94%) lie within the 95% limits of agreement, suggesting adequate absolute reliability. However, the 95% limits of agreement were wide in relation to the mean difference of the 2 measurements, with LA% higher than 40%.

Moreover, Bland-Altman analysis showed that the mean difference for all knee extension variables and average time to peak torque for knee flexion was biased

positively, indicating that these measurements were higher in session 1 than in session 2 in most cases. However, for knee flexion average torque, average power and total work; the mean difference was biased negatively, indicating that these measurements were higher in session 2 than in evaluation 1 in most cases.

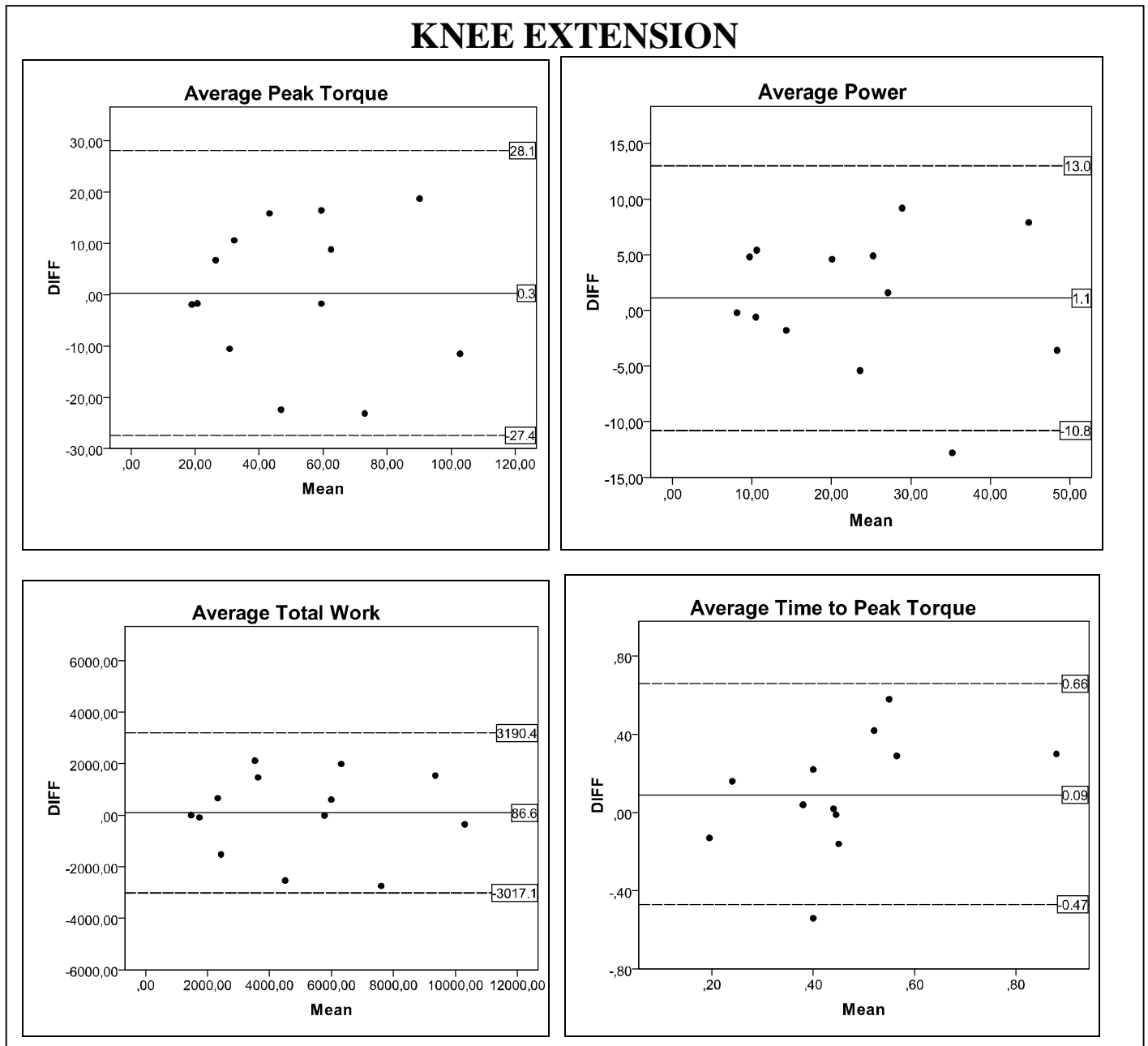


Figure 1 - Differences between evaluation 1 and 2 (DIFF) for data of the knee extension plotted against the mean of session 1 and 2 (Mean), together with the mean (—) and the 95% upper and lower limits of agreements (---).

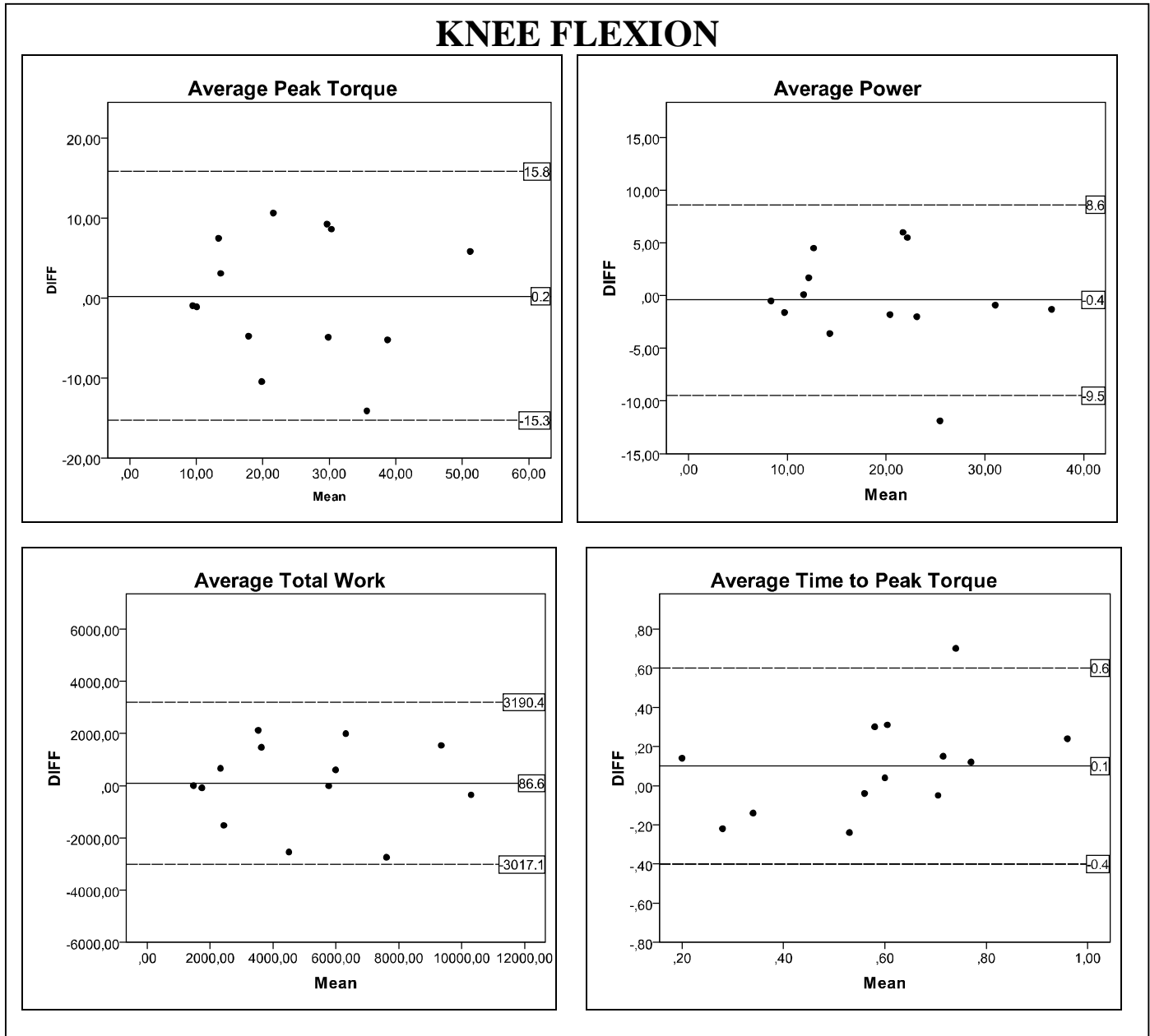


Figure 2 - Differences between evaluation 1 and 2 (DIFF) for data of the knee extension plotted against the mean of session 1 and 2 (Mean), together with the mean (—) and the 95% upper and lower limits of agreements (---).

DISCUSSION

In the present study, the reliability of knee flexion and extension average peak torque, average power, total work and average time to peak torque, using the Biodex dynamometer in passive mode, was assessed. The results suggested that there is a good

reliability concerning average peak torque, average power and total work for children. However average time to peak torque does not seem to be reliable in this population.

The most commonly utilized measurement of isokinetic evaluation is peak torque. Peak torque is defined as the highest force output at any moment during a repetition³¹. According to our results, average peak torque for children is reliable since ICC was moderate and CV, SEM and SEM % were low. Our findings are consistent with previous studies.

Good reliability ($IC > 0.80$) for knee extension and flexion peak torque was reported for children with CP⁶ and without disabilities in active mode^{10-12,14}. Moreover, previous studies reported low SEM% values, which one ranged from 8% to 14% for knee extension and from 10% to 11% for knee flexion in older adults¹⁶, persons with late effects of polio²⁸ and subjects after stroke³².

Besides average peak torque; the reliability of isokinetic dynamometer in passive mode to measure total work and average power in children has not been reported yet. Total work indicates the ability of the muscle group to maintain torque through the test bout^{1,33}. It is considered a better indicator of the function of a muscle group than peak torque, since functional activities require torque to be maintained through the range of motion³³.

Moreover, average power - defined as the total work divided by the time it takes to perform the work - has been associated with the ability to get up and down from a chair, climb stairs and walk quickly^{34,35}. Both of these variables evaluate muscle performance and are related with functional activities. Hence, the knowledge about their reliability is relevant.

Previous studies generally have reported good reliability for total work and power of knee flexion and extension^{20,36}. Feiring et al.³⁶ demonstrated, in health adults,

that ICC values were 0.96 for knee extension and 0.94 for flexion work variable evaluated by Biodex dynamometer. Tiffreau et al.²⁰ reported excellent relative reliability (ICCs>0.90) for power and work of knee flexion and extension in individuals with neuromuscular disorders at 10°/s and 30°/s.

Moreover, concerning average peak torque, total work and average power of knee flexion and extension, the Bland-Altman plot analysis showed that the most points (94%) lied within the 95% limits of agreement, suggesting adequate absolute reliability. However, it was observed large width of the 95% limits of agreement for all measures. This result should be considered cautiously. In our study, the sample size was composed of 13 children, which one is lower since sample sizes greater than 50 are necessary to precisely estimate the 95% interval limits of agreement. We decided to calculate these limits with our small sample, with the aim to provide preliminary results regarding absolute reliability of isokinetic passive mode evaluation; since no studies about this have been reported yet.

Besides the variables already reported, average time to peak should be considered. Average time to peak torque is defined as the average measure of the time from the start of the muscular contraction to the peak torque point of each repetition. It assesses the ability of a muscle group to produce strength rapidly, and a prolonged time to peak torque can indicate a reduced recruitment of type II fibers³⁷.

According to our findings, the average time peak torque values were not consistent between sessions in children during passive mode evaluation. Moreover, according to Bland-Altman plot analysis, average time to peak torque variable seems to present higher values in session 1 than session 2; as well as the mean was not near zero and biased positively. This means that children evaluated tend to decrease the time to peak torque in session 2.

One possible explanation to these findings could be the effects of the learning process that occurs when an individual is not familiarized with some procedure. In the first session, children were concerned with understanding the demands of the task, which is called the cognitive phase of the learning process³⁸. In the second session, after familiarization, children could concentrate more with the test performance itself. Therefore, it is possible to suggest that, between the two sessions, children learned how to activate the muscles; which reflected in the capacity to contract faster.

Brown e Whitehurst³⁹ also reported that variables related with the velocity of the test changed between short intervals of tests. It was reported that after short training session - one and two days - average time to peak torque decreased and rate of velocity development increased in health adults subjects. Rate of velocity development is defined as the change in joint angle as the limb is accelerating to the preset angular velocity⁴⁰, and depends on the rate of muscle activation⁴¹. These findings were related to changes in neural mechanisms, such as increases in motor units recruitment and firing rates⁴².

It is important to note that if a learning process occurred between the two sessions; this did not affect the capacity to contract the muscle with more strength; since it was found consistency between the two sessions for average peak torque, average power and total work. Previous studies reported that a single habituation session was not enough to increase peak torque in health adults^{5,43,44}. Moreover, Merlini et al.¹¹ found no differences for peak torque during isokinetic evaluation between three sessions in children aged 6-8 years old. These findings corroborates with our results. These findings corroborates with our results. Thus, we suggest that qualitative variables, such as time to peak torque and rate of velocity development, could be more affected by the

effects of a learning process in children who are not familiarized with isokinetic evaluation.

However, Helgeson and Galjdosik⁴⁵ reported that time to peak torque was reliable in health adults, with ICC higher than 0.80. This finding is in contrast with our results, since poor reliability for average time to peak torque was found in children. One possible explanation could be the fact that there are differences between children and adult concerning muscle strength performance and neuromuscular system characteristics.

Previous studies reported that children have lesser ability to produce strength than adults^{46,47}, which was attributed to an immaturity of the neuromuscular system characterized with a lower ability to activate maximally and to coordinate motor efforts⁴⁸; fewer involvement of type-II fibers during maximal voluntary contractions^{49,50} and lesser recruitment or utilization of the faster motor units^{50,51,52}.

Therefore, it is possible to suggest that average time to peak torque measures between two sessions may be inconsistent in children, because their immature neuromuscular system is more affected by the effects of the learning process. This may explain why time to peak torque was reliable when adults were evaluated, but was inconsistent for children.

The possible learning effect in average time to peak torque could be minimized if familiarization sessions were realized before the application of the reliability sessions. Ploutz-Snyder and Giamis⁵³ found that 8 to 9 familiarization sessions are required to achieve consistent 1 repetition maximum strength measurements in untrained older subjects; while 3 to 4 sessions were required to health adults.

However, it was not found studies that evaluated the effects of familiarization sessions in children. We suggest that future studies investigate if familiarization

sessions are required in children isokinetic evaluation; with the intention to minimize the learning effects that can influence qualitative isokinetic measures, such as time to peak torque.

In conclusion, the reliability of isokinetic dynamometer using Biodex machine in passive mode for knee flexion and extension average peak torque, average power and total work in children is good. In this manner, isokinetic evaluation in passive mode can be used to evaluate muscle performance in this population. However, average time to peak torque was not reliable. Thus, it is not recommended to consider this variable when the protocol utilized in the present study is applied in children.

Considering our findings, the authors suggest that future studies with larger sample size are needed to detect more precisely the 95% limits of agreement intervals. Moreover, it is necessary to evaluate whether familiarization session would minimize the possible learning effect that may influence some variables, such as average time to peak torque, in children isokinetic evaluation.

ACKNOWLEDGEMENTS

We are grateful for all children and their parents for their participation. This study was supported financially by a grant from FAPESP (2010/12688-9).

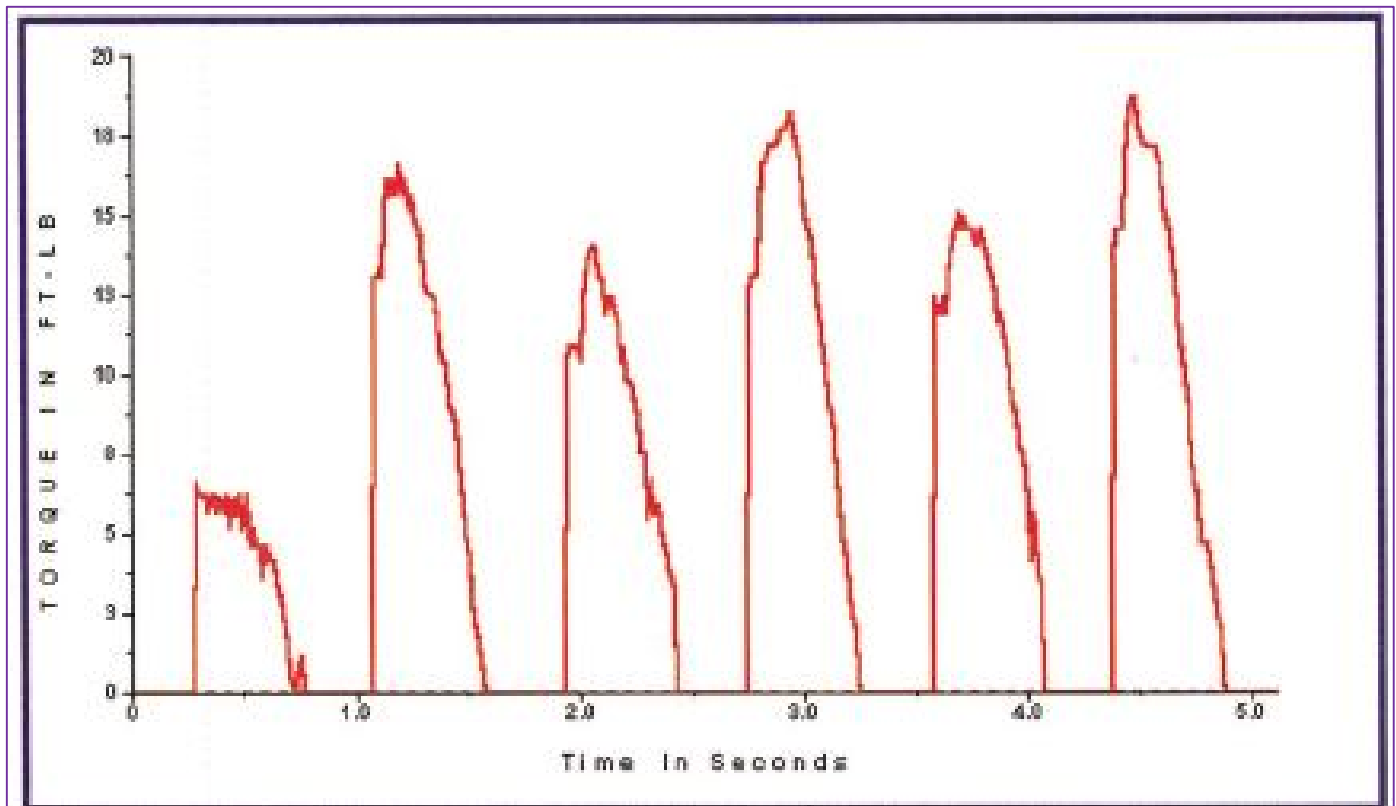
REFERÊNCIAS

1. Holmbäck AM, Porter MM, Downham D and Lexell J. Ankle dorsiflexor muscle performance in healthy young men and women: Reliability of eccentric peak torque and work measurements. *J Rehabil Med.* 2001;33(2):90–6.
2. **De Ste Croix, MBA**, Deighan, MA, Armstrong, N. Assessment and interpretation of isokinetic strength during growth and maturation. *Sport Med.* 2003;33(10):727-43.
3. Ordway NR, Hand N, Briggs G and Ploutz-Snyder LL. Reliability of knee and ankle strength measures in an older adult population. *J Strength Cond Res.* 2006;20(1):82-7.
4. McCleary RW and Andersen JC. Test-Retest Reliability of Reciprocal Isokinetic Knee Extension and Flexion Peak Torque Measurements. *J Athl Train.* 1992;27(4):362-65.
5. Lund H, Søndergaard K, Zachariassen T, et al. Learning effect of isokinetic measurements in healthy subjects, and reliability and comparability of Biodex and Lido dynamometers. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2005;25(2):75–82.
6. Ayalon M, Ben-Sira D, Hutzler Y and Gilad T. Reliability of isokinetic strength measurements of the knee in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2000;42(6):398–402.
7. Karatas GK, Gögüs F and Meray J. Reliability of isokinetic trunk muscle strength measurement. *Am J Phys Med Rehabil.* 2002;81(2):79–85.
8. Nordez A, Casari P and Cornu C. Accuracy of Biodex system 3 pro computerized dynamometer in passive mode. *Med Eng Phys.* 2008;30(7):880-7.
9. Meeteren J, Roebroek ME and Stam HJ. Test-retest reliability in isokinetic muscle strength of the shoulder. *J Rehabil Med.* 2002;34(2):91–5.
10. Molnar GE, Alexander J and Gutfeld N. Reliability of quantitative strength measurements in children. *Arch Phys Med Rehabil.* 1979;60(5):218-21.
11. Merlini L, Dell'Accio D, Granata C. Reliability of dynamic strength knee muscle testing in children. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995 Aug;22(2):73-6.
12. van den Berg-Emons RG, van Baak MA, de Barbanson DC, Speth L, Saris WHM. Reliability of tests to determine peak aerobic power, anaerobic power and isokinetic muscle strength in children with spastic cerebral palsy. *Dev Med Child Neur.* 1996;38(12):1117–25.
13. Deighan, M.A., **De Ste Croix, M.B.A.**, and Armstrong, N. Reliability of isokinetic knee and elbow strength in 9/10 year old boys. *Isok Exerc Sci.* 2003;11(2):209-15.
14. Wiggin M, Wilkinson K, Habetz S, Chorley J, Watson M. Percentile values of isokinetic peak torque in children six through thirteen years old. *Pediatr Phys Ther.* 2006;18(1):3-18.
15. Symons TB, Vandervoort AA, Rice CL, Overend TJ, Marsh GD. Reliability of isokinetic and isometric knee-extensor force in older women. *J Aging Phys Act.* 2004;12(4):525-37.
16. Hartmann A, Knols R, Murer K, Bruin ED. Reproducibility of an Isokinetic Strength-Testing Protocol of the Knee and Ankle in Older Adults. *Gerontology.* 2009;55(3):259–68.

17. Callaghan MJ, McCarthy CJ, Al-Omar A, Oldham JA. The reproducibility of multi-joint isokinetic and isometric assessments in a healthy and patient population. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2000;15(9):678-83.
18. Sole G, Hamrén J, Milosavljevic S, Nicholson H, Sullivan SJ. Test-retest reliability of isokinetic knee extension and flexion. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007;88(5):626-31.
19. Engsberg JR, Ross SA, Collins DR. Ankle Strengthening to Improve Gait and Function in Cerebral Palsy – Pilot Study. *Pediatr Phys Ther*. 2006;18(4):266-75.
20. Tiffreau V, Ledoux I, Eymard B, Thévenon A, Hogrel J. Isokinetic muscle testing for weak patients suffering from neuromuscular disorders: A reliability study. *Neuromuscul Disord*. 2007;1(7):524–31.
21. Nordez A, Casari P, Cornu C. Accuracy of Biodex system 3 pro computerized dynamometer in passive mode. *Med Eng Phys*. 2008;30(7):880-87.
22. Cheng PT, Chen CL, Wang CM, Hong WH. Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil*. 2004;83(1):10–6.
23. Burnett CN, Betts EF, King WM. Reliability of Isokinetic Measurements of Hip Muscle Torque in Young Boys. *Phys Ther*. 1990;70(4):244-49.
24. Damiano DL, Arnold AS, Steele KM, Delp SL. Can strength training predictably improve gait kinematics? A pilot study on the effects of hip and knee extensor strengthening on lower-extremity alignment in cerebral palsy. *Phys Ther*. 2010;90(2):269–79.
25. Li RC, Wu Y, Maffulli N, Chan KM, Chan JL. Eccentric and concentric isokinetic knee flexion and extension: a reliability study using the Cybex 6000 dynamometer. *British J. Sports Med*. 1996;30(2):156-60.
26. Ferri A, Scaglioni G, Pousson M, Capodaglio P, Van Hoecke J, Narici MV. Strength and power changes of the human plantar flexors and knee extensors in response to resistance training in old age. *Acta Physiol Scand*. 2003;177(1):69–78.
27. Maffiuletti NA, Bizzini M, Desbrosses K, Babault N, Munzinger U. Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2007;27(6):346–53.
28. Flansbjerg U and Lexell J. Reliability of knee extensor and flexor muscle strength measurements in persons with late effects of Polio. *J Rehabil Med*. 2010;42(6):588–92.
29. Gleeson NP, Mercer TH. The utility of isokinetic dynamometry in the assessment of human muscle function. *Sports Med*. 1996;21(1):18–34.
30. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*. 1986;(i):307-10.
31. Maddux REC, Kibler WB and Uhl T. Isokinetic Peak Torque and Work Values for the Shoulder. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1989;10(7):264-69.
32. Flansbjerg, U. B., Holmback, A. M., et al. Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *J Rehabil Med*. 2005;37(2):75-82.
33. English R, Brannock M, Chik WT, Eastwood LS, Uhl T. The Relationship Between Lower Extremity Isokinetic Work and Single-Leg Functional Hop-Work Test. *J Sport Rehabil*. 2006;15(2):95-104.

34. Bean JF, Kiely DK, Herman S, et al. The relationship between leg power and physical performance in mobility-limited older people. *J Am Geriatr Soc.* 2002;50(3):461-67.
35. Skelton DA, Kennedy J, Rutherford OM. Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. *Age Ageing.* 2002;31(2):119-125.
36. Feiring DC, Ellenbecker TS, Derscheid GL. Test-retest reliability of the biodex isokinetic dynamometer. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1990;11(7):298-300.
37. Kannus, P. Isokinetic evaluation of muscular performance: Implications for muscle testing and rehabilitation. *Int J Sports Med.* 1994;15(suppl 1):11-5.
38. Fitts PM. and POSNER, M.I. (1967) *Human performance*. Oxford, England: Brooks and Cole.
39. Brown LE, Whitehurst M. The effect of short-term isokinetic training on force and rate of velocity development. *J Strength Cond Res.* 2003;17(1):88-94.
40. Beck TW, Housh TJ, Johnson GO, Schmidt RJ, Housh DJ, Coburn JW, Malek MH, Mielke M. Effects of a protease supplement on eccentric exercise-induced markers of delayed-onset muscle soreness and muscle damage. *J Strength Cond Res.* 2007;21(3):661-67.
41. Corcos DM, Gottlieb GL, Agarwal GC. Organizing principles for single-joint movements. II. A speed-sensitive strategy. *J Neurophysiol.* 1988;62(2):358-368.
42. Aagaard P. Training-induced changes in neural functions. *Exerc Sport Sci Rev.* 2003;31(2):61-7.
43. Madsen OR, Lauridsen UB. Knee extensor and flexor strength in elderly women after recent hip fracture: assessment by the Cybex 6000 dynamometer of intra-rater inter- test reliability. *Scand J Rehabil Med.* 1995;27(4):219-26.
44. Madsen OR, Brot C. Assessment of extensor and flexor strength in the individual gonarthrotic patient: interpretation of performance changes. *Clin Rheumatol.* 1996;15(2):154-60.
45. Helgeson K, Gajdosik RL. The stretch-shortening cycle of the quadriceps femoris muscle group measured by isokinetic dynamometry. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1993;17(1):17-23.
46. Saavedra C, Lagassé P, Bouchard C, Simoneau JA. Maximal anaerobic performance of the knee extensor muscles during growth. *Med Sci Sports Exerc.* 1991;23(9):1083-9.
47. Tonson A, Ratel S, Le Fur Y, Cozzone P, Bendahan D. Effect of maturation on the relationship between muscle size and force production. *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40(5):918-25.
48. Paraschos I, Hassani A, Bassa E, Hatzikotoulas K, Patikas D, Kotzamanidis C. Fatigue differences between adults and prepubertal males. *Int J Sports Med.* 2007;28(11):958-63.
49. Asai H, Aoki J. Force development of dynamic and static contractions in children and adults. *Int J Sports Med.* 1996;17(3):170-4.

50. Halin R, Germain P, Bercier S, Kapitaniak B, Buttelli O. Neuromuscular response of young boys versus men during sustained maximal contraction. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(6):1042-8.
51. Falk B, Brunton L, Dotan R, Usselman C, Klentrou P, Gabriel D. Muscle strength and contractile kinetics of isometric elbow flexion in girls and women. *Pediatr Exerc Sci.* 2009;21(3):354-64.
52. Pääsuke M, Ereline J, Gapeyeva H, Sirkel S, Sander P. Age-related differences in twitch contractile properties of plantarflexor muscles in women. *Acta Physiol Scand.* 2000;170(1):51-7.
53. Ploutz-Snyder LL, Giamis EL. Orientation and familiarization to 1RM strength testing in old and young women. *J Strength Cond Res.* 2001;15(4):519-23.



APÊNDICE F

Manuscrito “Normalização da curva de torque em avaliações isocinéticas ativo-assistidas em crianças típicas e com paralisia cerebral”. Adriana Neves dos Santos, Gisele Garcia Zanca, Silivia Leticia Pavão, Rodrigo Neves dos Santos, Nelci Adriana

Cicuto Ferreira Rocha.

INTRODUÇÃO

A dinamometria isocinética é considerada o padrão ouro para avaliar o desempenho muscular (McCleary et al., 1992; Lund et al., 2005). O modo isocinético ativo tem sido o mais utilizado, por envolver componentes de contração muscular que mais se aproximam dos requeridos para a execução de atividades da vida diária.

No entanto, testes ativo-assistidos, no modo isocinético passivo, têm sido utilizados para avaliar indivíduos com fraqueza muscular acentuada, como crianças com paralisia cerebral (Ayalon et al., 2000; Engsberg et al., 2006) e pacientes com doenças neuromusculares (Merlini et al., 1991; Tiffreau et al., 2007). Esta forma de avaliação tem sido escolhida visto que estes indivíduos geralmente não possuem as condições necessárias para realizar um teste isocinético no modo ativo, como a capacidade de mover o braço de alavanca do dinamômetro contra a gravidade ou realizar o movimento em toda sua amplitude sem auxílio externo (Tiffreau et al., 2007). Durante a avaliação isocinética no modo passivo, o indivíduo realiza o máximo esforço enquanto o equipamento move o braço de alavanca em uma velocidade pré-determinada constante (Nordez et al., 2008).

As variáveis resultantes das avaliações ativo-assistidas, no entanto, podem ser influenciadas por alguns fatores, como a resistência passiva do sistema neuromuscular e o peso do segmento avaliado. Tiffreau et al. (2007), ao avaliarem indivíduos com doenças neuromusculares utilizando o modo passivo, realizaram um procedimento de normalização da curva isocinética. Para esta normalização a curva de torque gerada durante o teste ativo-assistido foi subtraída de uma curva obtida por meio de um teste passivo no qual o membro avaliado foi movido pela amplitude de movimento o mais relaxado possível. Por meio deste procedimento, a influência sob o torque máximo obtido no modo ativo-assistido de fatores relacionados ao peso do membro e a

resistência passiva do sistema neuromuscular, como por exemplo aumento do tônus passivo, foram minimizadas.

Embora este procedimento de normalização pareça ser relevante, não foram encontrados estudos que tenham avaliado sua influência nas variáveis isocinéticas. O conhecimento acerca deste aspecto é relevante no processo de avaliação de indivíduos que possuem fraqueza muscular marcante e, portanto, não podem ser avaliados por meio de um teste ativo.

Dentre estes indivíduos, pode-se destacar crianças com diagnóstico de PC. A paralisia cerebral (PC) é uma das condições de saúde mais estudadas em crianças (Bartlett e Birmingham, 2003) e dentre suas alterações pode-se citar a presença de fraqueza muscular marcante (Damiano e Abel, 1998; Desllovere et al., 2006; Ross e Engsborg, 2007). Desta forma, a avaliação isocinética ativo-assistida no modo passivo é um instrumento valioso para verificar as alterações no desempenho muscular desses indivíduos.

No entanto, para que a avaliação isocinética seja aplicada nessa população, os fatores metodológicos que poderiam influenciar as variáveis resultantes devem ser analisados. O conhecimento dos efeitos da normalização da curva de torque nas variáveis isocinéticas obtidas na avaliação ativo-assistida é relevante para crianças com PC e típicas, visto a necessidade da avaliação de um grupo controle nos estudos. Além disso, acreditamos que a idade é um fator que pode influenciar esta normalização, considerando que as características de tônus/resistência passiva se modificam durante o desenvolvimento (Frost et al., 1997; Smits-Engelsman et al., 2003; Falk et al., 2009).

Sendo assim, os objetivos deste estudo foram avaliar os efeitos do procedimento de normalização da curva de torque na variável pico de torque obtida na avaliação isocinética ativo-assistida no modo passivo, em crianças com PC e típicas. Ainda se

objetivou investigar a influência da idade nesta normalização. Foram avaliados os movimentos de flexão e extensão do joelho, considerando sua relevância para a execução de atividades de vida diárias (Cheng et al., 2004).

MÉTODOS

Participantes

Para o estudo foram avaliadas 45 crianças típicas, de ambos os sexos (19 meninas, 26 meninos), com idade entre 5 e 12 anos (média±desvio padrão; idade: 8,4±2,3 anos; peso: 33,3±10,8 Kg). Como critérios de inclusão estabeleceu ausência de alterações neuromusculares, ortopédicas e cardiovasculares. Além disso, estas crianças não poderiam participar de atividades físicas regulares com frequência superior a 3 vezes por semana.

Também foram avaliadas 10 crianças com diagnóstico de PC do tipo hemiparesia (7 crianças) e diparesia (3 crianças) espástica, de ambos os sexos (5 meninas, 5 meninos), com idade entre 5 e 12 anos (média±desvio padrão; idade: 9,8±1,9 anos; peso: 31,0±9,6 Kg), classificadas como nível I e II de acordo com o GMFCS. Como critérios de inclusão foram considerados: a) capacidade de seguir comandos simples, b) ausência de procedimentos cirúrgicos ou aplicação de toxina botulínica a menos de um ano e seis meses, respectivamente, antes da admissão no estudo.

O estudo foi realizado de acordo com as Diretrizes e Normas Regulamentadoras das Pesquisas Envolvendo Seres Humanos (Resolução 196/1996, Conselho Nacional de Saúde) e foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos (Parecer nº 479/2010). Todos os responsáveis assinaram previamente o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Procedimentos de Teste

As avaliações foram realizadas por meio do dinamômetro isocinético Biodex Multi-Joint System 3 (Biodex Medical System, Shirley, NY). O teste ocorreu no modo passivo concêntrico com uma velocidade angular de 60°/s. Todas as avaliações foram realizadas pelo mesmo investigador.

Antes do procedimento de teste, foi realizada a calibração do dinamômetro de acordo com as especificações fornecidas pelo manual do equipamento.

As crianças foram posicionadas sob a cadeira, com uma angulação de 90° de quadril e joelho, e estabilizadas por meio de cintos sob o tronco e a coxa. O eixo de rotação do joelho foi alinhado com o eixo de rotação mecânica do equipamento. O braço de resistência foi fixado 5 cm acima do maléolo lateral. A amplitude de movimento adotada foi definida como 70°, partindo de 90° de flexão até 20° de extensão do joelho (0° como extensão completa) (Ayalon et al., 2000; Damiano et al., 2010). Um suporte adicional posterior ao tronco da criança foi utilizado quando necessário, com a finalidade de garantir o alinhamento correto entre o eixo de rotação do joelho e do dinamômetro.

Antes do início do teste as crianças receberam uma explicação sobre os procedimentos a serem adotados. Primeiramente, foi obtida a curva utilizada para normalização. Para isto, foi requisitado à criança que permanecesse o mais relaxada possível enquanto o braço de alavanca do dinamômetro movia-se passivamente pela amplitude de movimento (Tiffreau et al., 2007). Após este procedimento, foi realizada uma familiarização da criança com o equipamento para o teste de contração máxima. Neste, a criança deveria realizar 3 contrações concêntricas submáximas. Após 2 minutos de descanso, 5 contrações máximas foram executadas pelas crianças. Durante o procedimento as crianças receberam estímulo verbal e visual.

Processamento dos dados

Os dados do dinamômetro isocinético foram coletados com frequência de aquisição de 100 Hz, exportados, e processados utilizando MatLab ® (versão 7.13, MathWorks Inc., Natick, USA). As curvas de torque brutas, ou seja, geradas durante as repetições máximas do teste, foram normalizadas por meio da subtração da curva de torque obtida com os sujeitos relaxados.

Para o grupo de crianças típicas foi considerado o membro dominante, o qual foi definido com aquele utilizado para chutar uma bola o mais distante possível (Burnett et al., 2011). No grupo de crianças com PC, o membro afetado de crianças com hemiparesia e os dois membros de crianças com diparesia foram definidos como membro afetado. O membro sadio de crianças com PC do tipo hemiparesia foi definido como membro afetado.

Foram determinados a média do pico de torque extensor e flexor do joelho utilizando as cinco repetições máximas das curvas brutas e normalizadas. As médias do pico de torque foram normalizados pelo peso e multiplicadas por 100 (N/KgX100) (Dvir et al., 1990). As diferenças entre a área das curvas bruta e normalizada foram calculadas e expressas como um percentual da área da curva bruta (PACB), para serem relacionadas a idade das crianças.

Análise estatística

A análise estatística foi realizada utilizando o software SPSS v17.0 software (SPSS, Chicago, IL, USA). O teste de Shapiro-Wilk foi aplicado para analisar a normalidade da distribuição dos dados.

Para a comparação entre o pico de torque extensor e flexor de joelho obtidos por meio das curvas isocinéticas bruta e normalizada foi aplicado o teste T Pareado. Para a

relação entre a idade e o PACB foi realizada a correlação de Spearman. Foi considerado um nível de significância de $p < 0,05$. Os índices das correlações foram considerados de 0,9 à 1 como muito fortes; 0,7 à 0,89 como fortes; 0,5 à 0,69 como moderados e 0,26 à 0,49 como fracos (Monroe, 1993).

RESULTADOS

De acordo com os resultados encontrados foi possível verificar que a média do pico de torque flexor obtida por meio da curva normalizada foi menor que a obtida por meio da curva bruta, para as crianças com PC e típicas (Tabela 1). Não foram encontradas diferenças significativas para a média do pico de torque extensor das curvas normalizada e bruta, em ambos os grupos.

Tabela 1. Média do pico de torque das curvas bruta e normalizada para extensores e flexores de joelho de crianças típicas e com PC.

	Curva Bruta	Curva Normalizada	P valor
Pico de torque extensor (N.m/KgX100)			
Membro Dominante típica	137.56 ± 40.40	139,59 ± 41,98	0.352
Membro afetado PC	114.70 ± 50.08	114.15 ± 48.40	0.881
Membro não-afetado PC	109.65 ± 19.52	103.51 ± 20.48	0.258
Pico de torque flexor (N.m/KgX100)			
Membro dominante típica	100.17 ± 25.85	76.85 ± 26.67	>0.001
Membro afetado PC	71.15 ± 20.78	44.92 ± 20.51	>0.001
Membro não-afetado PC	73.84 ± 22.61	53.88 ± 23.31	0.005
Dados em média ± desvio padrão			

Foram encontradas correlações negativas fraca e forte entre a idade e o PACB extensor ($r_s(54) = -0.496$, $P = .001$) e flexor ($r_s(54) = -0.712$, $P < .001$) do joelho, respectivamente, para as crianças típicas. Assim, neste grupo, conforme a idade aumenta, o PACB diminui. Não foram encontradas correlações significativas entre a idade e PACB dos membros afetado e não afetado de crianças com PC.

DISCUSSÃO

Os objetivos do presente estudo foram verificar a influência da normalização da curva de torque na variável pico de torque obtida na avaliação isocinética ativo-assistida no modo passivo, em crianças com PC e típicas. Também se visou investigar a influência da idade nesta normalização.

De acordo com os resultados encontrados, pode-se notar que o procedimento de normalização da curva na avaliação isocinética ativo-assistida no modo passivo modificou a média do pico de torque flexor de joelho em crianças típicas e com PC. No entanto, não alterou a média do pico de torque extensor de joelho.

Estudos demonstraram que crianças com PC espástica possuem alterações em componentes relacionados a resistência passiva do sistema neuromuscular, como aumento do tônus passivo (Mutch et al., 1992; Graham e Selber, 2003; Hägglund e Wagner, 2008) e acúmulo de colágeno tipo I no músculo espástico (Booth et al., 2001; Dietz e Berg, 1995). Estes fatores aumentam a resistência passiva do músculo, a qual pode contribuir de forma significativa para o valor de pico de torque obtido em uma avaliação ativo-assistida no modo passivo. Acredita-se que este fato associado ao peso do membro sejam os fatores responsáveis por uma modificação no pico de torque flexor após o procedimento de normalização da curva em crianças com PC.

Considerando-se as crianças típicas acredita-se que a diminuição do pico de torque extensor de joelho após o procedimento de normalização da curva esteja associada ao peso do membro. Este contribuiria para que um maior pico de torque flexor fosse encontrado quando extraído de uma curva isocinética sem normalização.

Ainda, de acordo com os resultados do presente estudo foi possível observar que o procedimento de normalização da curva alterou de forma significativa somente o pico de torque flexor. Acredita-se que isto tenha ocorrido pois o movimento de flexão

de joelho durante a avaliação isocinética ocorre a favor da gravidade. Assim, na avaliação ativo-assistida no modo passivo, o peso do membro facilitaria a obtenção de maiores valores para o pico de torque flexor em ambos os grupos avaliados. No grupo de crianças com PC, outro fator que poderia justificar a modificação somente no torque flexor, poderia ser o fato de que crianças com PC espástica apresentam alterações em componentes passivos do músculo, como o aumento de tônus muscular, predominantemente em músculos antigravitários, como os flexores de joelho (Graham e Selber, 2003).

Outro resultado relevante no presente estudo, refere-se ao fato de que foi encontrada uma relação forte entre o PACB e a idade em crianças típicas. De acordo com os resultados, pôde-se verificar que conforme a idade aumenta o PACB diminui, ou seja, a diferença entre as áreas das curvas bruta e normalizada diminui. Isto significa que em crianças mais novas, o procedimento de normalização da curva parece afetar o pico de torque flexor de joelho em maiores proporções que em crianças mais velhas.

Este resultado pode ser justificado pelo fato de que na faixa etária estudada, 5 e 12 anos, modificações relacionadas ao desenvolvimento do sistema muscular ainda estão acontecendo. Ao longo do desenvolvimento ocorrem modificações como aumento da sincronização muscular (Gibbs et al., 1994), diminuição da coativação muscular (Forst et al., 1997; Grosset et al., 2008) e diminuição da rigidez músculo-tendínea (Lambertz et al., 2003), os quais podem refletir em uma diminuição na resistência passiva do músculo. Assim, a normalização da curva parece ser relevante para crianças típicas, principalmente para as mais novas.

CONCLUSÃO

Após o procedimento de normalização da curva acredita-se que componentes relacionados ao peso do membro e a resistência passiva do sistema neuromuscular são minimizados no grupos flexor de joelho. Caso a normalização da curva não seja aplicada nas avaliações isocinéticas passivo-assistidas, os valores de pico de torque flexor de joelho são superestimados, principalmente no membro afetado de crianças com PC. Desta forma, recomenda-se que este procedimento seja adotado durante a avaliação isocinética passivo-assistida no modo passivo.

REFERÊNCIAS

- Ayalon M, Ben-Sira D, Hutzler Y and Gilad T. Reliability of isokinetic strength measurements of the knee in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 2000;42:398–402.
- Bartlett DJ, Birmingham T. Validity and Reliability of a Pediatric Reach Test. *Ped PhysTher* 2001;5:84-92.
- Booth CM, Cortina-Borja MJ, Theologis TN. Collagen accumulation in muscles of children with cerebral palsy and correlation with severity of spasticity. *Dev Med Child Neurol* 2001;43:314–20.
- Burnett DR, Campbell-Kyureghyan NH, Cerrito PB, Quesada PM. Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *J Elect Kinesiol* 2011, 21:610–5.
- Cheng PT, Chen CL, Wang CM, Hong WH. Leg muscle activation patterns of sit-to-stand movement in stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil* 2004;83:10–6.
- Damiano DL, Arnold AS, Steele KM, Delp SL. Can strength training predictably improve gait kinematics? A pilot study on the effects of hip and knee extensor strengthening on lower-extremity alignment in cerebral palsy. *Phys Ther* 2010,90:269–79.
- Damiano DL, Abel MF. Functional outcomes of strength training in spastic cerebral palsy. *Arc Phys Med Rehab* 1998;79:119–25.
- Desloovere K, Molenaers G, Feys H, Huenaerts C, Callewaert B, Van De Walle P. Do dynamic and static clinical measurements correlate with gait analysis parameters in children with cerebral palsy? *Gait Posture* 2006;24:302–13.
- Dietz V, Berger W. Cerebral Palsy and Muscle Transformation. *Dev Med Child Neurol* 1995;37:180-4.
- Dvir Z, Shklar A, Halperin N, Robinson D, Weissman I, Ben-Shoshan I. Concentric and eccentric torque variations of the quadriceps femoris in patellofemoral pain syndrome. *Clin Biom* 1990,5:68-72.
- Engsberg JR, Ross SA, Collins DR. Ankle Strengthening to Improve Gait and Function in Cerebral Palsy – Pilot Study. *Pediatr Phys Ther.* 2006;18:266-75.
- Falk B, Usselman C, Dotan R, Brunton L, Klentrou P, Shaw J, Gabriel D. Child-adult differences in muscle strength and activation pattern during isometric elbow flexion and extension. *Appl Physiol Nutr Metab* 2009;34:609-15.
- Frost G, Dowling J, Dyson K, Bar-Or O. Cocontraction in three age groups of children during treadmill locomotion. *J Electromyogr. Kinesiol.* 1997,7:179-86.
- Gibbs J, Harrison LM, Stephens JA. Cross-correlation analysis of motor unit activity recorded from two separate thumb muscles during development in man. *J Physiol Lond* 1997,499:255–66.
- Graham HK, Selber P. Musculoskeletal aspects of cerebral palsy. *J Bone Joint Surg* 2003,85B:157–66.

Grosset JF, Mora I, Lambertz D, Perot C. Voluntary activation of the triceps surae in prepubertal children. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18:455-65.

Hägglund G, Wagner P. Development of spasticity with age in a total population of children with cerebral palsy. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2008, 9:1-9.

Lambertz D, Mora I, Grosset JF, Perot C. Evaluation of musculotendinous stiffness in prepubertal children and adults, taking into account muscle activity. *J Appl Physiol* 2003;95:64-72.

Lund H, Søndergaard K, Zachariassen T, et al. Learning effect of isokinetic measurements in healthy subjects, and reliability and comparability of Biodex and Lido dynamometers. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2005;25:75–82.

McCleary RW and Andersen JC. Test-Retest Reliability of Reciprocal Isokinetic Knee Extension and Flexion Peak Torque Measurements. *J Athl Train*. 1992;27:362-5.

Merlini L, Dell'Accio D, Granata C. Reliability of dynamic strength knee muscle testing in children. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1995;22:73-6.

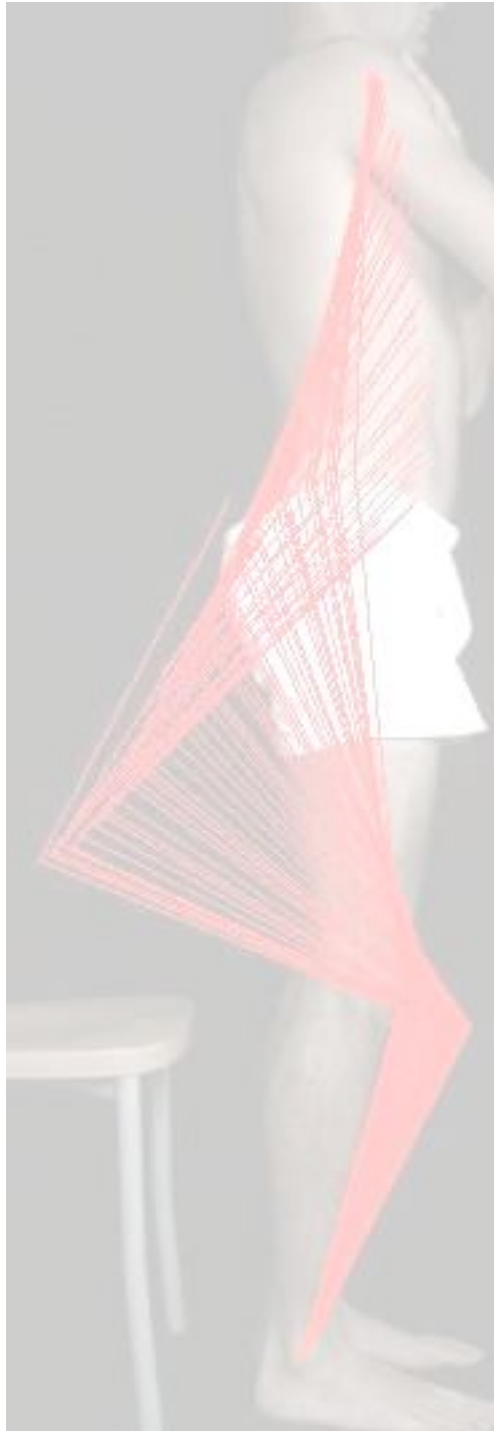
Mutch L, Alberman E, Hagberg B, Kodama K and Perat MV: Cerebral palsy epidemiology: where are we now and where are we going? *Dev Med Child Neurol* 1992,34:547–51.

Nordez A, Casari P, Cornu C. Accuracy of Biodex system 3 pro computerized dynamometer in passive mode. *Med Eng Phys*. 2008;30:880-87.

Ross SA, Engsberg JR. Relationships between spasticity, strength, gait, and the GMFM – 66 in persons with spastic diplegia cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2007;88:114–20.

Smits-Engelsman BCM, Westenberg Y, Duysens J. Development of isometric force and force control in children. *CogBrain Res* 2003;17:68–74.

Tiffreau V, Ledoux I, Eymard B, Thévenon A, Hogrel J. Isokinetic muscle testing for weak patients suffering from neuromuscular disorders: A reliability study. *Neuromuscul Disord*. 2007;1(7):524–31.



ANEXOS



ANEXO A

Parecer do Comitê de Ética



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS

Via Washington Luiz, Km. 235 - Caixa Postal 676

CEP 13.565-905 - São Carlos - SP - Brasil

Fones: (016) 3351-8028 Fax (016) 3351-8025 Telex 162369 - SCUF - BR

cephumanos@power.ufscar.br

<http://www.propq.ufscar.br>

Parecer N^o. 479/2010

Título do projeto: Atividade Sentado para de Pé em Crianças com Paralisia Cerebral: Relação com a Força Muscular e a Participação Social

Área de conhecimento: 4.00 - Ciências da Saúde / 4.08 - Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Pesquisador Responsável: ADRIANA NEVES DOS SANTOS

Orientador: NELCI ADRIANA CICUTO FERREIRA ROCHA

CAAE: 0083.0.135.000-10

Processo número: 23112.003678/2010-57

Grupo: III

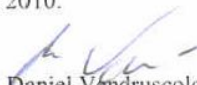
Parecer

As pendências apontadas no Parecer n^o.346/2010 foram satisfatoriamente resolvidas. **Projeto aprovado.** Atende as exigências contidas na Resolução 196/96, do Conselho Nacional de Saúde.

Normas a serem seguidas

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 – Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprobatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, item III.2.e).
- Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, inicialmente dentro de 1 (um) ano a partir desta data e ao término do estudo.

São Carlos, 6 de dezembro de 2010.


Prof. Dr. Daniel Vendruscolo
Coordenador do CEP/UFSCar