



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MARINGÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA

ANÁLISE DOS PADRÕES MOTORES DE CRIANÇAS
COM SÍNDROME DE DOWN NA TAREFA DE SUBIR
ESCADAS

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

LARISSA DANIELE RUBIRA STRIOTO

Maringá - Paraná

2010

LARISSA DANIELE RUBIRA STRIOTO

**“ANÁLISE DOS PADRÕES MOTORES DE
CRIANÇAS COM SÍNDROME DE DOWN NA
TAREFA DE SUBIR ESCADAS”**

Dissertação de Mestrado apresentada
ao Programa Associado de Pós-
Graduação em Educação Física –
UEM/UEL, para obtenção do título de
Mestre em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. José Luiz Lopes Vieira

Dados Internacionais de Catalogação-na-Publicação (CIP)
(Biblioteca Central - UEM, Maringá - PR., Brasil)

S918a Strioto, Larissa Daniele Rubira
Análise dos padrões motores de crianças com
síndrome de Down na tarefa de subir escadas /
Larissa Daniele Rubira Strioto. -- Maringá, 2010.
xv, 82 f. : il., figs., tabs., quadros.

Orientador : Prof. Dr. José Luiz Lopes Vieira.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de
Maringá, Departamento de Educação Física, Programa
Associado de Pós-Graduação em Educação Física, 2010.

1. Síndrome de Down - Crianças - Subir escada. 2.
Biomecânica - Cinemática. 3. Biomecânica - Cinética.
4. Síndrome de Down - Crianças - Controle postural.
I. Vieira, José Luiz Lopes, orient. II. Universidade
Estadual de Maringá. Departamento de Educação
Física. Programa Associado de Pós-Graduação em
Educação Física. III. Título.

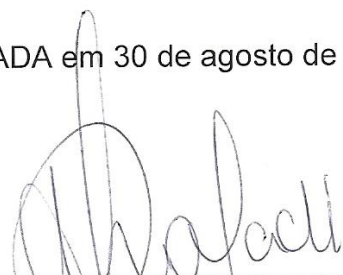
CDD 21.ed. 152.382

LARISSA DANIELE RUBIRA STRIOTO

**ANÁLISE DOS PADRÕES MOTORES DE
CRIANÇAS COM SÍNDROME DE DOWN NA
TAREFA DE SUBIR ESCADAS**

Dissertação apresentada à Universidade Estadual de Maringá, como parte das exigências do Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física – UEM/UEL, na área de concentração em Estudos do Movimento Humano, para obtenção do título de Mestre.

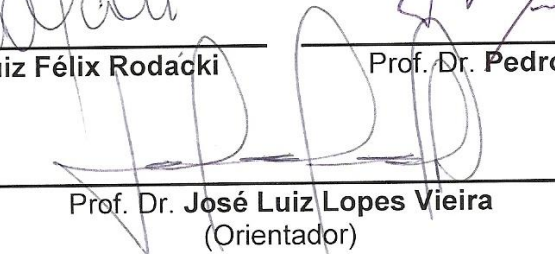
APROVADA em 30 de agosto de 2010.



Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki



Prof. Dr. Pedro Paulo Deprá



Prof. Dr. José Luiz Lopes Vieira
(Orientador)

Em memória de meu pai Dorival Felipe Strioto

AGRADECIMENTOS

A Deus, por iluminado meus caminhos e guiado meus passos.

A minha mãe Alida, pelo carinho, amor e por sempre ter apoiado minhas decisões.

Ao meu marido João Carlos pelo amor e pela enorme compreensão.

Ao meu irmão Diego pela paciência e por ter me ajudado sempre que precisei.

A minha família como um todo, pelo carinho e admiração que tem por mim, em especial a minha avó Izene.

Ao meu orientador Prof. Dr. José Luiz Lopes Vieira, pela confiança que depositou em mim, pela orientação e ensinamentos.

Aos amigos do LABICOM pelo suporte e companhia durante todo esse tempo. Agradecimentos especiais a Mirieli pela amizade e incansável ajuda nas coletas, a Luana que alegra qualquer ambiente com sua presença, ao César que é uma pessoa muito prestativa e ao Matheus que sempre me socorreu nas coletas.

A todos os alunos, ex-alunos e docentes do programa.

A Guisela, secretária da pós-graduação pela paciência e competência.

A comissão examinadora, Dr. André Luiz Felix Rodacki, Dr. Pedro Paulo Deprá, Dra. Saray Giovana dos Santos e Dra. Lenamar Fiorese Vieira pelos comentários e sugestões desde a qualificação.

Aos pais e às crianças que prestaram uma enorme contribuição para a realização deste trabalho.

A CAPES pelo auxílio financeiro.

A todos que direta ou indiretamente colaboraram para a execução deste trabalho, meu muito obrigada!

STRIOTO, Larissa Daniele Rubira. Análise dos padrões motores de crianças com síndrome de Down na tarefa de subir escadas. 2010. 92 f. **Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Centro de Ciências da Saúde, Departamento de Educação Física. Universidade Estadual de Maringá, Maringá-Paraná-Brasil, 2010.**

RESUMO

O estudo teve como objetivo analisar as características cinemáticas e cinéticas do *subir escada* de crianças com síndrome de Down e compará-las com crianças com desenvolvimento típico. Participaram do estudo onze crianças com síndrome de Down e onze crianças com desenvolvimento típico, com idade entre 7 e 10 anos, que foram analisadas realizando duas tarefas: na primeira subiram uma escada com uma plataforma de força inserida no segundo degrau, enquanto eram filmadas a fim de se obter dados referentes às forças de reação do solo e à cinemática; na segunda, as crianças permaneceram em posição ortostática sobre a plataforma de força e foram adquiridos os dados referentes ao controle postural. Os resultados revelaram diferenças estatisticamente significativas entre as crianças com síndrome de Down e as crianças com desenvolvimento típico, indicando que as crianças com a síndrome apresentam maior tempo de apoio duplo e menor tempo de apoio simples; maiores picos de flexão de quadril e joelho na fase de balanço e menores picos de dorsiflexão tanto na fase de apoio quanto na fase de balanço; menor força aplicada sobre o degrau na fase de propulsão e maior força de impulso de impacto nos primeiros 50ms; maior amplitude de oscilação na direção ântero-posterior, nas velocidades de oscilação tanto ântero-posterior quanto médio-lateral e área do deslocamento. Ao se estabelecer as correlações, os resultados indicaram que, para as crianças com síndrome de Down, o controle postural está relacionado diretamente: com o tempo de apoio duplo e o tempo da fase de apoio total; com o tempo para se atingir o primeiro pico da força de reação do solo vertical; com o impulso de impacto nos primeiros 50 ms da fase de apoio e com o pico de flexão plantar do tornozelo; e inversamente relacionado: ao tempo de apoio simples e ao tempo da fase de balanço; à magnitude da força nos dois picos da curva da força de reação do solo e ao pico máximo de dorsiflexão do tornozelo. Essas evidências sugerem que crianças com síndrome de Down apresentam um padrão de

subir escada mais conservativo; movimentos articulares de quadril e joelho acima do necessário e de tornozelo com dorsiflexão diminuída; maior impacto na fase de contato inicial e menor força para se projetar de um degrau para o outro. O controle postural das crianças com síndrome de Down, com déficits em relação ao das crianças com desenvolvimento típico, está relacionado a algumas características de força e movimento no *subir escada*.

STRIOTO, Larissa Daniele Rubira. Motor patterns analysis of children with Down Syndrome during stair ascent task. **2010. 92 f. Dissertation (Master Degree in Physical Education) – Center of Health Sciences, Department of Physical Education. State University of Maringá, Maringá-Paraná-Brazil, 2010.**

ABSTRACT

This study aimed to analyse kinetic and kinematic characteristics of stair ascent in children with Down Syndrome and to compare them with children with typical development. Participated eleven children with Down Syndrome and eleven children with typical development aged between 7 and 10 years old, that were analysed during stair ascending while kinetic and kinematic data were collected and while standing still on a force platform to determine postural control. The results indicated differences among the children with Down Syndrome and the children with typical development, revealing that the children with Down Syndrome present larger time of double support and smaller time of simple support; larger peaks of hip and knee flexion in the swing phase and smaller peaks of dorsiflexion in the stance phase and in the swing phase; smaller applied force on the step in the propulsion phase and larger force of impact pulse in the first ones 50ms; larger oscillation on antero-posterior direction, in the antero-posterior and medio-lateral oscillation velocities and area of the displacement. Whith the correlations, the results indicated that, for the children with syndrome of Down, the postural control is directly related with: the time of double support and the time of the total stance phase; with the time to reach the peak loading response force; with the impact peak in the first 50 ms of the stance phase and finally with the peak of plantar flexion of the ankle; and inversely related with: time of simple support and the time of the swing phase; the magnitude of second peak of force and maximum dorsiflexion peak of the ankle. Those evidences suggest that children with Down Syndrome present a more stable pattern of ascend stair; joint movements of hip and knee above of the necessary and reduced dorsiflexion of the ankle joint; larger impact in the initial contact phase and smaller force to be projected of one step to the other. The postural control of the children

with Down Syndrome, with deficits in relation to the children with typical development is related with some characteristics of force and movement in ascend stair.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Cariótipos apresentados na translocação (à esquerda) e na não-disjunção (à direita).....	18
Figura 2 - Representação dos períodos (apoio e balanço), dos três intervalos do período de apoio (apoio duplo inicial, apoio simples e apoio duplo final) e das fases da marcha (Fonte: Barela, 2005).....	20
Figura 3 - Representação esquemática do arranjo experimental, indicando o posicionamento da escada, da plataforma de força (PF) e das câmeras (1, 2 e 3).....	26
Figura 4 - Imagem obtida pela câmera 1 durante a coleta de dados de um dos participantes do presente estudo.....	27
Figura 5 - Disposição dos planos de referência.....	28
Figura 6 - Modelo biomecânico utilizado na análise da subida da escada nas crianças. A= pontos anatômicos; B=segmentos adotados; C=articulações e convenções adotadas. Os pontos foram marcados do lado direito e do lado esquerdo do sujeito.....	30
Figura 7 - Variação angular da articulação do quadril para o <i>subir escada</i> comparando crianças com síndrome de Down e com desenvolvimento típico.....	43
Figura 8 - Variação angular da articulação do joelho durante o <i>subir escada</i> entre crianças com síndrome de Down e crianças com desenvolvimento típico.....	44
Figura 9 - Variação angular da articulação do tornozelo para o <i>subir escada</i> comparando crianças com síndrome de Down e com desenvolvimento típico	45

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Variáveis temporais e espaciais utilizadas no estudo, suas respectivas definições e unidades de medida.....	34
Quadro 2 - Variáveis cinéticas utilizadas no estudo, suas respectivas definições e unidades de medida.....	35
Quadro 3 - Variáveis referentes ao controle postural utilizadas no estudo, suas respectivas definições e unidades de medida.....	36

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Idade, estatura e massa corporal dos sujeitos do estudo	24
Tabela 2 - Variáveis temporais do <i>subir escada</i> comparando crianças com síndrome de Down (GSD) e crianças com desenvolvimento típico (GDT)	40
Tabela 3 - Variáveis espaciais (angulares) do <i>subir escada</i> comparando crianças com síndrome de Down (GSD) e crianças com desenvolvimento típico (GDT)	46
Tabela 4 - Coeficiente de Variação (CV) dos ângulos articulares do joelho, quadril e tornozelo durante a subida da escada.....	47
Tabela 5 - Variáveis cinéticas do <i>subir escada</i> comparando crianças com síndrome de Down (GSD) e crianças com desenvolvimento típico (GDT).....	48
Tabela 6 - Variáveis referentes ao controle postural estático comparando crianças com síndrome de Down (GSD) e crianças com desenvolvimento típico (GDT).....	51
Tabela 7 - Coeficientes de correlação entre as variáveis referentes ao controle postural estático e as variáveis cinemáticas e cinéticas do <i>subir escada</i>	52

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ADM	Amplitude de movimento
CM	Centro de massa
COP	Centro de pressão
COPEP	Comitê Permanente de Ética em Pesquisa com Seres Humanos
DE	Descida de escadas
DT	Desenvolvimento típico
EIAS	Espinha ilíaca ântero-superior
FRS	Força de reação do solo
GDT	Grupo desenvolvimento típico
GSD	Grupo Síndrome de Down
SD	Síndrome de Down
SE	Subida de escadas
UEL	Universidade Estadual de Londrina
UEM	Universidade Estadual de Maringá

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	01
1.1 Justificativa	07
2 OBJETIVOS	09
3 HIPÓTESES	10
4 REVISÃO DA LITERATURA	11
4.1 Características gerais da locomoção humana	11
4.1.1 Características da locomoção em escadas	14
4.2 Sobre a síndrome de Down	17
4.2.1 Análise da locomoção e do controle postural na síndrome de Down	20
5 MÉTODOS	23
5.1 Sujeitos	23
5.2 Procedimentos experimentais	24
5.3 Tratamento dos dados	31
5.3.1 Definição do ciclo	31
5.3.2 Dados da filmagem	31
5.3.3 Dados da plataforma de força	32
5.4 Variáveis selecionadas para a análise do subir escada e do controle postural	33
5.5 Análise estatística	36
6 RESULTADOS	38
6.1 Características cinemáticas do <i>subir escada</i>	38
6.1.1 Descrição cinemática a partir das variáveis temporais do <i>subir escada</i>	39
6.1.2 Descrição cinemática a partir das variáveis espaciais do <i>subir escada</i>	41
6.1.2.1 Identificação das variáveis espaciais lineares do <i>subir escada</i>	41
6.1.2.2 Identificação e comparação das variáveis angulares do <i>subir escada</i>	42
6.2 Características cinéticas do <i>subir escada</i>	47

6.3 Características do controle postural estático e as relações com as variáveis cinéticas	50
7 DISCUSSÃO	54
7.1 Análise das variáveis temporais do <i>subir escada</i> em crianças com síndrome de Down e desenvolvimento típico.....	54
7.2 Análise das variáveis espaciais lineares e angulares do <i>subir escada</i> em crianças com síndrome de Down e desenvolvimento típico	56
7.3 Análise das características cinéticas do <i>subir escada</i> em crianças com síndrome de Down e desenvolvimento típico	60
7.4 Relação das variáveis cinemáticas e cinéticas e as variáveis referentes ao controle postural do <i>subir escada</i> em crianças com síndrome de Down e desenvolvimento típico.....	63
8 CONCLUSÃO	66
REFERÊNCIAS	70
ANEXOS	78
APÊNDICES	80

1 INTRODUÇÃO

Uma das formas mais comuns do ser humano se movimentar é por meio da marcha, que pode parecer uma capacidade consideravelmente simples e automática, porém é uma tarefa motora intrincada que requer ativação de um padrão complexo de contrações musculares em diversos segmentos do corpo, a fim de produzir um movimento coordenado (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). É resultado do envolvimento do cérebro, medula espinhal, nervos periféricos, músculos, ossos e articulações, responsáveis por gerar força suficiente para sustentar o peso do corpo e manter a estabilidade frente aos constantes desequilíbrios (WHITTLE, 2003).

Além da complexidade da marcha, é necessário que os indivíduos desenvolvam a capacidade de se adaptar às circunstâncias ambientais mutáveis, permitindo o desvio de obstáculos ou mesmo a realização de formas mais complexas de locomoção (THELEN; SMITH, 1994), como é o caso de superfícies irregulares ou a subida e descida de escadas. Estas exigências devem ser cumpridas com estratégias eficientes do ponto de vista energético e que minimizem a sobrecarga do aparelho locomotor, garantindo assim uma integridade estrutural do sistema a longo prazo. Quando se trata da locomoção em escadas, considera-se que é semelhante ao andar nivelado, no sentido de que envolve movimentos alternados recíprocos e estereotipados dos membros inferiores, no entanto exige quinze vezes mais energia para locomover em uma mesma distância, além de exigir mais força muscular,

amplitude de movimento (ADM), coordenação (WARREN, 1984), equilíbrio (LEE & CHOU, 2007) e potência (NADEAU et al., 2003).

Como ocorre com a marcha, o êxito em *subir escadas* depende de três exigências (MCFADYEN; WINTER, 1988): a) a produção de forças para impulsionar o corpo durante a subida ou para controlá-lo durante a descida, b) controle do centro de massa (CM) dentro de uma base de apoio constantemente mutável e c) a capacidade de adaptar as estratégias usadas para a progressão e a estabilidade, a fim de acomodar as mudanças no ambiente da escada, como altura, largura, presença ou ausência de corrimão (adaptação) e iluminação do ambiente.

A subida e a descida de escadas são divididas em fase de apoio (com suporte) e fase de balanço (sem suporte). O apoio é considerado o período durante o qual o pé está em contato com a superfície e o balanço é o tempo em que o pé perde contato com o solo para o avanço do membro (PERRY, 2005). Na subida de escadas (SE), a perna dominante move-se do solo para o primeiro, terceiro e quinto degrau, e assim por diante, enquanto a perna oposta move-se para os degraus interpostos. A descida de escadas (DE) segue o mesmo padrão (DURWARD et al., 2001). Identifica-se ainda as subfases de apoio e de balanço na SE e DE. Durante a SE, Zachazewski et al. (1993) dividiu a fase de apoio em aceitação do peso (0-17%), propulsão vertical (2-37%) e continuação para frente (37-51%); suporte duplo dos membros, que ocorre no início da fase de apoio (0-17%), seguido por suporte único do membro (17-48%) e, então, suporte duplo até o fim da fase de apoio (48-65%). A fase de balanço consiste do afastamento do pé (65-82% do ciclo SE) e colocação do pé (82-100%).

A análise da descida também foi realizada por Zachazewski et al.(1993). A fase de apoio está dividida em aceitação do peso (0-14% do ciclo DE), continuação para

frente (14-34%) e abaixamento controlado (34-68%). O suporte único do membro contribui com 14-53% da fase de apoio e o suporte duplo ocorre no início e no final da fase de apoio (0-14% e 53-68%). A fase de balanço corresponde aos 32% restantes da DE e é dividida em recuperação da perna (68-84%) e colocação do pé (84-100%).

A avaliação cinemática de indivíduos saudáveis se locomovendo em escadas revela um aumento da amplitude de movimento das articulações de membros inferiores quando comparadas ao andar no plano (ANDRIACCHI et al., 1980; ROWE et al., 2000; RIENER et al., 2002; NADEAU et al., 2003). Na análise cinética, resultados mostraram que são necessários maiores momentos no joelho para se locomover na escada do que para andar normalmente (ANDRIACCHI et al., 1980). Quando se trata dos marcos motores (idades de aquisição) referentes a esta habilidade, McCaskill e Wellman (1938, apud Willians et al., 1994) informaram que crianças com 24 meses sobem e descem escadas colocando o mesmo pé em cada degrau. Com 31 meses aproximadamente, são capazes de utilizar o padrão alternado e, com 41 meses, são capazes de utilizar o padrão alternado por um longo trecho sem segurarem no corrimão.

Além da complexidade de se locomover em escadas, diversos fatores intrínsecos e extrínsecos interferem na forma como as pessoas se locomovem. Sendo assim, qualquer distúrbio no sistema motor, músculo-esquelético e/ou sensorial, condições que o ambiente oferece e até mesmo variações na faixa etária podem alterar o padrão da locomoção em escadas. Estes fatores, também denominados “restrições”, podem ser ambientais, orgânicas ou da tarefa e determinam o comportamento motor emergente (GALLAHUE; OZMUN, 2005). Restrições são definidas como sendo limites ou condições impostas ao indivíduo que levam ao refinamento do movimento (GABBARD, 2009).

Quando se trata da população com síndrome de Down (SD), por exemplo, sabe-se que além do aspecto físico e cognitivo característicos, outras alterações podem estar associadas, incluindo frouxidão ligamentar e hipotonia, que são apontadas por alguns autores como responsáveis pelo atraso no desenvolvimento motor destas crianças (HALEY, 1986; KIM et al., 1995). Embora a sequência do desenvolvimento se assemelhe à observada nos indivíduos com desenvolvimento típico (DT), a defasagem cronológica é bastante notada nos primeiros anos de vida, como no caso da aquisição da marcha independente, que ocorre entre o 13º e o 45º mês nas crianças com SD e entre o 9º e o 17º mês nas com DT (PEREIRA, 2008).

As principais alterações observadas na marcha no plano de crianças com SD são: menor comprimento dos passos, maior flexão de quadril e joelho no contato inicial, maior duração da fase de apoio duplo e menor da fase de apoio simples, menor velocidade, base de apoio mais alargada e maior oscilação de tronco e cabeça (KIM et al., 1995; ARAÚJO et al, 2007). Estas alterações na marcha também levam a dificuldade na realização de outras ações, como no subir e descer escadas. Cunningham (1982, apud Lafferty, Hons, 2005) descreveu que crianças com SD sobem escada com auxílio com idade média de 30 meses (variando de 20-48 meses) e descem com auxílio com 24 meses (variando de 24-60+ meses), enquanto que crianças com DT são capazes de subir e descer escadas sem apoio e com membros inferiores alternados entre 40 e 46 meses (WILLIAMS et al., 1994). O padrão de movimento utilizado por crianças com SD nesta ação é ineficiente e produz maior sobrecarga nas articulações, o que pode facilitar a ocorrência de problemas ortopédicos no decorrer da vida, além de limitar a interação com o meio na realização das atividades de vida diária (HARRIS, 1992). Isto pode diminuir a qualidade de vida, bem como afetar a interação

social, conduzindo a diminuição da auto-estima e aumentando a ansiedade (LAFFERTY; HONS, 2005). Para estes autores, as anormalidades mais comuns na locomoção em escada em crianças com SD são a dificuldade no padrão de alternar os pés um em cada degrau, base de apoio alargada, exagerada inclinação do tronco, pés rodados para fora, falta de equilíbrio, falta de balanço dos membros superiores e adoção da posição de lado para descer, isto é, fazendo rotação de tronco antes de realizar o movimento.

Crianças com SD demonstram dificuldades no acoplamento entre a informação sensorial (percepção) e a ação motora (ação) (BARELA, 2005; VIRJI-BABUL et al., 2006). Seguindo os princípios da perspectiva ecológica, indivíduos são capazes de guiar seu comportamento percebendo inconscientemente quais possibilidades de ação são oferecidas pelo meio. Esta relação entre o indivíduo e o meio é chamada de *affordance*. Para que a atividade seja bem sucedida, cabe ao indivíduo perceber estas *affordances* e, então, selecionar a forma mais eficiente para executar a ação (HAYWOOD; GETCHELL, 2004).

Estudos têm analisado a SE e DE de pacientes com implantes de joelho (STACOFF et al., 2007) ou quadril, amputados com próteses de membros inferiores (SCHMALZ, et al., 2007; VANICEK, 2007), adultos (CESARI et al., 2003) idosos (ZACHAZEWSKI, 1993; CESARI et al., 2003; LEE; CHOU, 2007; MIAN et al., 2007) e crianças (CESARI et al. 2003). No entanto, poucas pesquisas têm sido realizadas na população com SD, embora o subir e descer escadas seja considerado um marco no desenvolvimento motor.

Analisando-se as variações cinéticas e cinemáticas destes indivíduos enquanto realizam esta atividade locomotora, informações específicas podem ser obtidas para

melhorar a habilidade na realização desta tarefa. Com a cinemática é possível descrever de maneira objetiva como os segmentos corporais se movimentam durante a ação. A análise cinética possibilita conhecer e entender os mecanismos envolvidos na SE e DE, principalmente analisando-se dados provenientes das medidas de forças.

Desta forma, a questão-problema deste estudo é: Quais são as diferenças cinemáticas e cinéticas na tarefa *subir escada* entre crianças com síndrome de Down e crianças com desenvolvimento típico?

1.1 Justificativa

É possível encontrar na literatura diversos estudos que relatam déficits motores, com maior ou menor extensão, em crianças com síndrome de Down, reportados em forma de atrasos na aquisição de habilidades motoras básicas, como andar, alcançar e segurar. Muitos destes “atrasos” são atribuídos a fatores isolados, principalmente ao baixo tônus muscular. Análises do desenvolvimento e controle motor vêm mostrando que indivíduos com SD apresentam a mesma sequência de aquisição de marcos motores, o equilíbrio e a marcha são semelhantes aos de indivíduos com desenvolvimento típico, porém com adaptações. De fato, Virji-Babul et al. (2006) sugerem que, com o passar do tempo, indivíduos com síndrome de Down aprendem a desenvolver estratégias motoras adaptativas a fim de aperfeiçoar estabilidade e segurança.

Embora seja uma atividade comum na vida diária, são escassos na literatura trabalhos que analisaram esta tarefa. Segundo Durward et al.(2001), apenas um pequeno número de autores buscaram estudar a capacidade de subir e descer escadas de maneira objetiva. Em revisão a respeito da locomoção em escadas, Startzell et al. (2000) mencionam que um número maior de pesquisas básicas deveriam ser conduzidas para que se determinasse os pontos de dificuldades e segurança nas escadas. Além disso, Nadeau et al. (2003) sugerem que para proporcionar aos profissionais que trabalham com o movimento, um quadro mais claro das exigências específicas da tarefa de locomoção em escada, as pesquisas devem ser ampliadas e incluir uma gama mais larga de faixas etárias. A investigação detalhada das

dificuldades que os indivíduos apresentam nas escadas é fundamental para identificar problemas, desenvolver programas de reabilitação, bem como analisar os efeitos de tratamentos baseando-se em resultados concretos.

A faixa etária de 7 a 10 anos foi selecionada pelo fato de Willians et al. (1994) relatarem que crianças com DT são capazes de se locomover em escadas sem apoio do corrimão com, em média, 41 meses de idade. Levando-se em consideração que crianças com síndrome de Down apresentam um “atraso” de cerca de 12 meses para a aquisição da marcha sem apoio (independente), optou-se por respeitar essa margem, já que não existem estudos que descrevam como e quando crianças com SD são capazes de realizar esta tarefa sem apoio.

A motricidade como um todo é objeto de trabalho e de estudo de profissionais e pesquisadores, como Fisioterapeutas, profissionais de Educação Física, Terapeutas Ocupacionais dentre outros, e é uma particularidade destes tentar caracterizar os componentes de habilidades motoras frente a diferentes tarefas, buscando identificar componentes que possam influenciar na forma com que estas são desempenhadas. Devido a isso, os resultados proporcionarão uma relevante contribuição para os profissionais que atuam nesta área.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Analisar as características cinemáticas e cinéticas do *subir escada* de crianças com síndrome de Down e compará-las com crianças com desenvolvimento típico.

2.2 Objetivos Específicos

- Identificar e comparar os valores de um conjunto de variáveis temporais do *subir escada* entre crianças com SD e DT;
- Identificar e comparar os valores de um conjunto de variáveis espaciais do *subir escada* entre crianças com SD e DT;
- Identificar e comparar os valores de um conjunto de variáveis cinéticas do *subir escada* entre crianças com SD e DT e caracterizar os padrões das curvas da componente vertical da força de reação do solo;
- Identificar e comparar os valores de um conjunto de variáveis referentes ao controle postural estático entre crianças com SD e DT e relacioná-las com as variáveis temporais, espaciais e cinéticas do *subir escada*.

3 HIPÓTESES

Para cumprir os objetivos propostos pelo estudo as seguintes hipóteses sobre as variáveis foram levantadas:

Com relação às variáveis temporais:

H1: Existem diferenças nas características temporais de organização do ciclo do *subir escada* quando comparadas as crianças com SD e DT.

Com relação às variáveis espaciais:

H2: A velocidade média durante o *subir escada* é menor nas crianças com SD quando comparadas às crianças com DT;

H3: Existem diferenças nas amplitudes de movimento e picos de angulação articulares no *subir escada* quando comparadas as crianças com SD e DT.

Com relação às variáveis cinéticas:

H4: Existem diferenças nas características da componente vertical da força de reação do solo no *subir escada* quando comparadas as crianças com SD e DT.

Com relação ao controle postural:

H5: As amplitudes de deslocamento do centro de pressão, área de oscilação, velocidades e frequências de oscilação são maiores nas crianças com SD quando comparadas às crianças com DT.

H6: Existem correlações entre o controle postural e os valores encontrados para as variáveis cinéticas e cinemáticas.

4 REVISÃO DA LITERATURA

A revisão de literatura inicialmente descreve as características gerais da locomoção humana, dando ênfase na locomoção em escadas, e em seguida aborda a síndrome de Down.

4.1 Características gerais da locomoção humana

Locomoção é toda ação que move o corpo de um animal através do espaço (CAPPOZZO, 1991). Ela é atingida através de movimentos coordenados dos segmentos corporais numa interação dinâmica das forças internas (muscular e articular) e forças externas (inercial, gravitacional e friccional) (BANGAARDT, 2001).

A marcha no plano é a forma de locomoção mais utilizada pelos seres humanos e, embora pareça simples, o comportamento motor da marcha é complexo. Para ser capaz de andar o indivíduo necessita de força muscular suficiente para suportar o peso corporal e estabilidade para compensar mudanças no equilíbrio enquanto realiza o movimento, adaptando estabilidade e mobilidade. Além disso, precisa desenvolver habilidade para se adequar às propriedades do ambiente, como obstáculos, superfícies irregulares ou mesmo escadas que se encontram no trajeto (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003). Portanto, para que a locomoção seja bem sucedida existem três exigências essenciais: progressão, estabilidade e adaptação. A progressão é garantida por um padrão locomotor básico, que produz e coordena padrões rítmicos de ativação

muscular nos membros inferiores e no tronco, para movimentar o corpo na direção desejada. A exigência da estabilidade está relacionada ao estabelecimento e manutenção de uma postura adequada para a locomoção e também a demanda de estabilidade dinâmica dos movimentos do corpo. Este tipo de estabilidade envolve não apenas contrabalançar a força da gravidade, mas também outras forças esperadas ou inesperadas. A terceira exigência essencial da locomoção é a capacidade de adaptar o movimento de acordo com os objetivos do indivíduo e as demandas do ambiente.

A marcha é considerada uma seqüência repetida de movimentos dos membros inferiores para mover o corpo à frente (PERRY, 2005), numa constante transferência de peso corporal de um membro para o outro, alternando períodos de apoio e de não-apoio. Essas alternâncias cíclicas são essenciais ao processo de locomoção, associadas à contínua força de reação do solo, que suportam o corpo (ROSE; GAMBLE, 1998). Embora exista uma grande variabilidade das características funcionais da marcha entre um sujeito e outro, e mesmo entre os ciclos de um mesmo indivíduo, algumas singularidades são gerais. Uma seqüência simples destas funções é denominada ciclo da marcha. Este ciclo se divide em dois períodos para cada pé: apoio e balanço (WINTER, 1991).

A fase de apoio ocorre no tempo do ciclo onde o pé está em contato com o solo e a fase de balanço ocorre no tempo do ciclo da marcha onde o pé encontra-se no ar, na intenção do avanço do membro inferior à frente. Conforme Perry (2005), a marcha é ainda subdividida em oito fases, sendo cinco na fase de apoio e três na fase de balanço. São elas: *contato inicial*, que é o primeiro contato do pé com o solo e dá início ao ciclo da passada; *resposta à carga*, quando o pé fica aplanado; *apoio médio*, que ocorre quando o pé contralateral passa o pé de apoio; *apoio final*, que ocorre momentos

antes do pé perder o contato com o solo; e pré-balanço, que finaliza o período de apoio, perdendo o contato com o solo. O período de balanço divide-se em: *balanço inicial*, quando o membro inferior é acelerado à frente; *balanço médio*, que coincide com o apoio médio do membro contralateral; e *balanço final*, que corresponde à preparação para o próximo toque do pé com o solo.

O joelho no momento do toque do calcanhar está próximo da extensão total e inicia um momento de flexão que alcança um pico de 20 graus no momento da resposta a carga, com a finalidade de absorção do choque mecânico. Logo após, inicia-se a extensão que marca o médio apoio e apoio terminal. No momento do pré-balanço, surge um flexão passiva em razão da hiperextensão dos dedos. Na fase de balanço, o joelho estende para posicionar a tíbia à frente e preparar o pé para o contato com o solo (WINTER, 1991). O quadril e a pelve avançam o membro inferior à frente, no final da fase de balanço, graças à máxima flexão do quadril que ocorre durante a fase terminal do balanço e início do apoio. Essa flexão é mantida durante a resposta à carga e, no médio apoio, a flexão de aproximadamente 30 graus vai para 10 graus. Em seguida, a extensão continua e alcança o valor máximo no momento do desprendimento do pé. No pré-balanço, o quadril, encontra-se em uma posição neutra e a partir daí inicia um período de flexão que alcança seu pico no momento do toque do calcanhar com o solo.

Ao analisar parâmetros cinéticos da marcha, nota-se que a componente vertical da força de reação do solo (FRS) é caracterizada por dois picos de força semelhantes e um vale entre os mesmos. O primeiro pico de força corresponde ao contato do calcanhar com o solo, sendo que nesse momento, o centro de massa é acelerado para cima. A relação entre o pico de força e o tempo que demora para este ocorrer é

denominada taxa de crescimento e está relacionada com o choque mecânico que ocorre no início da fase de apoio. No médio apoio, o centro de massa terá aceleração para baixo e a força será assim menor que o peso corporal. O segundo pico ocorre na fase final do apoio, no momento do desprendimento do pé com o solo, quando o centro de massa sofre aceleração para cima novamente (AMADIO & DUARTE, 1996).

Apesar da marcha caracterizar-se como uma das atividades funcionais mais essenciais (ANDRIACCHI & ALEXANDER, 2000), há também a necessidade de entendermos como os indivíduos se adaptam a situações que exijam esforços diferenciados ao dessa atividade de locomoção, como é o caso, por exemplo, da locomoção em escadas.

4.1.1 Características da locomoção em escadas

Pouca literatura científica relata características de parâmetros biomecânicos relacionadas com atividades funcionais da locomoção além da marcha no plano, como é o caso da locomoção em escadas. A locomoção em escadas é uma tarefa difícil e desafiadora. O desafio é ainda maior quando aliadas a este “obstáculo” estão todas as restrições do organismo apresentadas pelos indivíduos com síndrome de Down. Para que se entendam os fatores que diferenciam o *subir escadas* desta população, faz-se necessário o entendimento de como os indivíduos com desenvolvimento típico (DT) desempenham esta tarefa.

Esta forma de locomoção é considerada um marco motor (MCCASKILL; WELLMAN, 1938). Estudos prévios com crianças e escadas são limitados a estabelecer

a idade de aquisição destes marcos. Slentz e Krogh (2001) relatam que inicialmente as crianças sobem escadas em quatro apoios e posteriormente colocando ambos os pés no mesmo degrau (“*marking time*”), locomovendo-se cuidadosamente, segurando na mão de um adulto ou no corrimão. Segundo Johnson e Blasco (1997) o padrão de subir com apoio na mão ocorre com 20 meses e segurando-se no corrimão com 22 meses. Com 24 meses, em média, a criança é capaz de descer segurando no corrimão, embora sem alternar os pés. Berger et al. (2007) estudaram as influências do meio na aquisição do *subir escadas* e encontraram que crianças que têm escadas em casa sobem escada mais cedo do que crianças que não tem escadas em casa.

Existem diversas formas de *subir escadas*, sendo que a mais comum é a de “pés alternados”, onde os membros inferiores movimentam-se como um padrão cíclico semelhante à marcha plana (DURWARD et al., 2001). Tanto a marcha no plano quanto o *subir escadas* possuem períodos de suporte (apoio) e não suporte (balanço). Em média, indivíduos saudáveis permanecem 65% do ciclo do *subir escada* na fase de apoio e 35% na fase de balanço. Valores similares foram encontrados na descida, embora a fase de apoio seja mais longa do que na subida, sendo 68% para a fase de apoio e 32% para a fase de balanço (ZACHAZEWSKI et al., 1993). McFayden e Winter (1988) subdividiram o *subir escada*, sendo a fase de apoio composta por aceitação do peso, propulsão vertical e continuação para frente. A fase de balanço foi dividida em afastamento do pé e colocação do pé.

Os movimentos das articulações do quadril, joelho e tornozelo ao *subir escada* foram descritos por Andriacchi et al. (1980). Quando o pé toca o primeiro degrau, joelho e quadril estão flexionados e o tornozelo apresenta flexão plantar. Posteriormente, quadril e joelho sofrem extensão e tornozelo apresenta ligeira dorsiflexão. Da metade

do apoio até a retirada do pé, o quadril e o joelho continuam estendendo e o tornozelo sofre flexão plantar durante a retirada do pé. Até o contato do pé, quadril e joelho sofrem extensão e tornozelo sofre flexão plantar.

Além dos movimentos, a força de reação do solo (FRS) é medida e analisada em alguns estudos, utilizando plataformas de força posicionadas sobre o piso de um ou mais degraus (ANDRIACCHI et al., 1980; MCFADYEN; WINTER, 1988; ZACHAZEWSKI et al., 1993). Estes autores relatam que durante o *subir escada* ocorre um rápido aumento na FRS vertical (FRSv) no momento do contato do pé, chegando ao pico no início do suporte único do membro. Há diminuição desta força até a metade do apoio, que volta a aumentar chegando ao segundo pico no início do suporte duplo.

Estudos prévios a respeito da locomoção em escadas têm focado nas diferenças biomecânicas entre subir e descer escada e andar no plano em adultos (MCFADYEN; WINTER, 1988; RIENER et al., 2002), já que são semelhantes no sentido de que envolve movimentos alternados recíprocos e estereotipados dos membros inferiores (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

Duas tarefas são citadas por Konczak et al.(1992) como sendo imprescindíveis para o sucesso em *subir escadas*. A primeira é a que o sujeito deve ser capaz de colocar um pé a uma superfície mais elevada da escada, no caso o degrau superior. Na segunda, o sujeito deve conseguir mover o centro de massa à nova base de suporte e então estender a perna de apoio.

A marcha de Indivíduos com SD tende a ser diferente da marcha de indivíduos com desenvolvimento típico como foi descrito acima. Sendo assim, o sucesso para subir e descer escadas possivelmente será restrito. Na revisão de literatura não foi

possível encontrar estudos que tenham analisado e descrito a subida e descida de escadas de crianças com síndrome de Down.

4.2 Sobre a síndrome de Down

A síndrome de Down (SD) é considerada uma das primeiras alterações cromossômicas conhecidas e estudadas até hoje. Foi descrita pela primeira vez em meados do século XIX e caracterizada por John Langdon Down em 1866. Este identificou a síndrome, no entanto apenas especulou a causa da ocorrência. Não se tinham maiores informações até que, em 1950, se tornou claro que o número de cromossomos em cada célula humana era 46. Em 1959, Lejeune descobriu que a SD era uma anormalidade genética e que ocorria como resultado de um cromossomo 21 extra. Apenas mais tarde os três mecanismos pelos quais a SD ocorre foram identificados (BRUNONI, 1999; HARTWAY, 2009).

O primeiro mecanismo, que acomete 95% dos casos, é a *não-disjunção*. Neste mecanismo o erro é na divisão celular, no momento em que o óvulo ou o espermatozóide são formados. Neste caso não ocorre a disjunção dos cromossomos, levando ao aparecimento do cromossomo extra no par 21 de todas as células do corpo (SCHWARTZMAN, 1999; KESSLING & SAWTELL, 2002). Assim, o indivíduo apresenta 47 cromossomos, sendo que o usual seria apresentar 46. O segundo mecanismo é a *translocação* (2 a 4% dos casos). Neste caso, o que ocorre é a adesão de todo ou de parte de um cromossomo 21 extra em outro, geralmente ao 14 ou 22. O terceiro mecanismo, denominado *mosaicismo*, é o mais raro, presente em menos de 2% dos casos de SD (NDSS, 2006). O terceiro cromossomo está presente em apenas uma

porção das células do corpo e a outra porção encontra-se normal. Quanto maior o percentual de células com trissomia do 21, maiores serão as manifestações clínicas da SD no indivíduo (SCHWARTZMAN et al., 1999).



Figura 1- Cariótipos apresentados na translocação (à esquerda) e na não-disjunção (à direita).

A SD afeta pessoas de todas as idades, raças ou níveis econômicos. Em estudo recente, relata que em 20 anos de pesquisa, a prevalência aumentou de 1,3 para 2,5:1000 nascimentos (IRVING et al., 2008). No Brasil não há pesquisas deste caráter, no entanto, segundo o Senso de 2000 há cerca de 300.000 pessoas que apresentam a síndrome (PIMENTEL, 2008). As causas da SD ainda não são bem definidas. O principal fator apontado como responsável pelo aumento no número de casos e por modificar a incidência é, indiscutivelmente, a gestação tardia (SCHWARTZMAN, 1999; IRVING et al., 2008). A explicação mais provável para o efeito da idade materna na maior predisposição a gerar um filho com SD é o envelhecimento do gameta feminino, pois a gametogênese fica estacionada por muitos anos no fim da prófase (BORGES-OSÓRIO, 1993).

Os efeitos da SD variam de indivíduo para indivíduo, embora existam algumas características em comum. A deficiência mental está presente em todos os indivíduos com SD, podendo variar de graus leves até os mais severos. As características físicas que podem ser observadas são: face com perfil achatado, fissuras palpebrais com inclinação para cima, orelhas pequenas, excesso de pele na nuca, prega palmar única, clinodactilia, estatura baixa e membros curtos. Alterações clínicas na SD incluem malformações cardíacas e gastrointestinais, maior incidência de hipotireoidismo, leucemia e demência (MUSTACCHI; RAZONE, 1990; BLOCK, 1991; DESAI, 1997; ROIZEN, 2001; BAMHART; CONNOLLY, 2007). Problemas ortopédicos comumente observados são a frouxidão ligamentar, fraqueza muscular, hiperextensão articular e instabilidade atlanto-axial (BLOCK, 1991; DESAI, 1997). Problemas no controle neuromuscular associados à SD são a hipotonia muscular, déficits de equilíbrio e atrasos no desenvolvimento (BLOCK, 1991; DESAI, 1997; SCHWARTZAMAN, 1999; SACKS; BUCKLEY, 2003; VOIVODIC, 2004; VICARI, 2006; DELLA DÉA; DUARTE, 2009). Existem relatos de alterações cerebrais, que incluem: redução no peso, diminuição do número e profundidade dos sulcos do córtex cerebral, redução do número de populações neuronais específicas, diminuição das ramificações dendríticas, reduzida formação de sinapses, bem como anormalidades funcionais nas propriedades da membrana (BECKER et al., 1991 apud MAZZONE et al., 2004).

4.2.1 Análise da locomoção e do controle postural na síndrome de Down

Diversos fatores estão envolvidos na aquisição da marcha, incluindo a presença força suficiente para suportar o peso do corpo em um único membro, bom controle postural e motivação. Há evidências que crianças com SD apresentam diferentes substratos neurais (BRANDT; ROSEN, 1995) bem como controle postural deficitário (HALEY, 1986; KUBO; ULRICH, 2006). Crianças com SD ainda apresentam frouxidão dos ligamentos e hipotonia (SCHWARTZMAN et al., 1999). Estes fatores contribuem com o atraso na aquisição da marcha, bem como no desenvolvimento atípico da mesma (PALISANO et al., 2001; ULRICH et al., 2001).

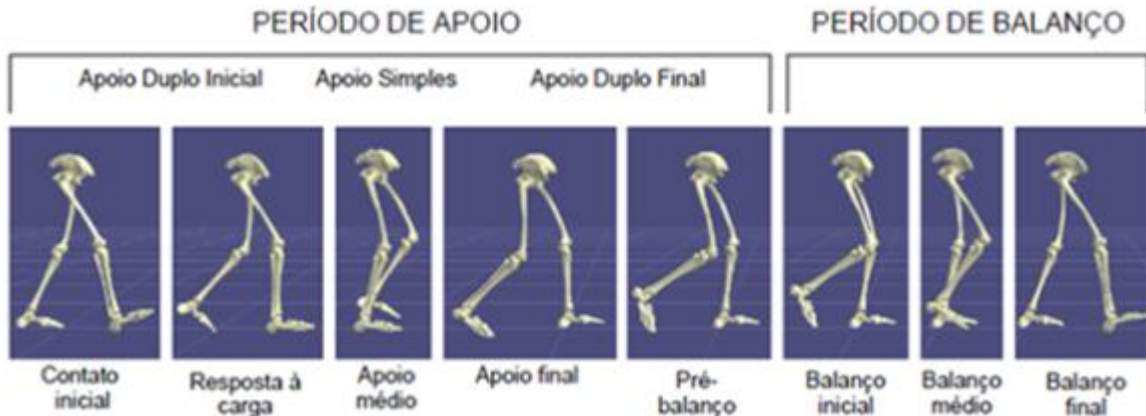


Figura 2 – Representação dos períodos (apoio e balanço), dos três intervalos do período de apoio (apoio duplo inicial, apoio simples e apoio duplo final) e das fases da marcha (Fonte: Barela, 2005).

Comumente, crianças com SD caminham com idade em torno dos 24 meses, 12 meses depois da idade que seus pares sem a síndrome (PALISANO et al., 2001;

ULRICH et al., 2001). Parker e Bronks (1986) citado por Selby-Silverstein et al. (2001) descrevem a marcha de crianças com SD como sendo caracterizada por longo tempo de suporte duplo, diminuição da extensão do quadril, passos curtos, aumento da flexão de quadris e joelhos com aumento da flexão plantar do tornozelo. Adultos com síndrome de Down com idade entre 35-62 anos ainda apresentam menor velocidade na marcha e dão passos mais curtos e com maior base de suporte do que seus pares com DT (SMITH; ULRICH, 2008).

O controle postural é um fator limitante no desenvolvimento de habilidades motoras (HALEY, 1986). A relação entre postura e aquisição de marcos motores ocorre tanto em crianças com DT quanto em crianças com SD, no entanto, as crianças com SD são mais limitadas em seu controle postural, isto devido à dificuldade em modular as forças necessárias para responder às perturbações posturais (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 1985). A consequência de um controle postural deficitário na marcha é relatado por Looper et al. (2006) como uma diminuição da largura do passo, aumento da fase de duplo apoio e aumento na variabilidade da largura e comprimento do passo de crianças com SD que adquiriram a marcha recentemente.

Em adição a estas características, a oscilação corporal também é um fator a ser considerado. Crianças mais jovens oscilam com maior amplitude do que crianças mais velhas ou adultos. Isto ocorre tanto na postura ereta quieta quanto na marcha. Em consequência, alargam a base de suporte para compensar a oscilação e reduzir o risco de quedas. Conforme aumentam suas experiências esta base diminui. No entanto, em crianças com SD, continuam a apresentar um controle postural atípico e com base de suporte também mais larga ao longo da vida (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 1985; GALLI et al., 2008).

Pessoas com SD demonstram um aumento da variabilidade na maioria dos aspectos de seus movimentos ao longo da vida quando comparados aos seus pares com DT. Crianças mais novas com SD geram maior variabilidade no plano sagital no início da marcha do que as crianças com DT (LOOPER et al., 2006), bem como grande variabilidade no comprimento da passada, tamanho do passo e movimento do centro de massa (KUBO; ULRICH, 2006).

Pessoas com SD adaptam seus padrões de marcha às características inerentes da SD bem como às mudanças neurofisiológicas associadas à idade. Smith e Ulrich (2008) concluíram com seu estudo que as mudanças neurofisiológicas associadas à idade, combinadas a frouxidão ligamentar, baixo tônus, inatividade faz com que indivíduos adultos com SD apresentem precocemente adaptações na marcha quando comparados a seus pares com DT.

5 MÉTODOS

5.1 Sujeitos

Fizeram parte deste estudo 20 crianças com idade entre 7 e 10 anos, que foram divididas em dois grupos: 10 no Grupo síndrome de Down (GSD) e 10 no Grupo Desenvolvimento Típico (GDT). Para o GSD foram selecionadas todas as crianças de Escolas de Educação Especial - APAEs (Associação de pais e amigos dos Excepcionais) de Maringá, Cianorte e Umuarama com diagnóstico de SD e que encontravam-se dentro da faixa etária estabelecida. Para o GDT foram selecionadas crianças com desenvolvimento típico.

A partir de contato com as APAEs foi realizado um levantamento documental para serem identificadas as crianças com SD que atendiam aos requisitos de idade para participar do estudo. Após esse levantamento foi feito contato com os pais e/ou responsáveis pelas crianças e feito o convite de participação. Os participantes do GSD apresentavam grau de comprometimento mental leve ou moderado, sendo que esta classificação foi feita pela instituição de ensino na qual as crianças foram recrutadas.

Para constituição do GDT foi realizado contato com o Colégio de Aplicação Pedagógica (CAP) da Universidade Estadual de Maringá (UEM). O procedimento foi semelhante ao do GSD. Foram convidadas todas as crianças que atendiam aos requisitos de idade (120 crianças) as quais foram selecionadas de forma pareada, a fim de minimizar os efeitos de variáveis intervenientes que pudessem influenciar os

resultados. O pareamento foi realizado individualmente, ou seja, para cada criança com síndrome de Down foi selecionada uma criança com desenvolvimento típico com características semelhantes. Os critérios para seleção de cada indivíduo do GDT foram, em ordem crescente de relevância: idade, gênero, estatura e massa corporal. O teste estatístico U de *Mann-Whitney*, utilizado para comparar a idade e o teste T de *Student* para amostras independentes, utilizado para comparar estatura e massa, não revelaram diferenças entre os grupos ($P \geq 0,05$). No caso do gênero, foram proporções iguais entre os grupos (45% do gênero masculino e 55% do gênero feminino).

Tabela 1 – Características físicas das crianças com síndrome de Down e com desenvolvimento típico (média \pm dp).

	Crianças com SD	Crianças com DT	P-valor
Idade (anos)	8,00 \pm 1,70	8,00 \pm 1,63	1,00
Estatura (cm)	122,80 \pm 11,29	126,00 \pm 15,80	0,60
Massa (Kg)	28,92 \pm 10,34	27,95 \pm 7,98	0,82

Os responsáveis pelas crianças assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice A). O projeto foi aprovado pelo Comitê Permanente de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (COPEP) da UEM sob o número 206/2010 (Anexo A).

5.2 Procedimentos Experimentais

As crianças do GSD residentes em Maringá foram avaliadas no Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor da Universidade Estadual de Maringá (UEM) e as

das demais cidades em suas respectivas escolas. As crianças do GDT foram todas avaliadas em ambiente montado no Colégio de Aplicação Pedagógica da UEM (CAP-UEM).

A Figura 3 ilustra uma representação do desenho experimental para a aquisição de dados. Uma escada com corrimões removíveis, de quatro degraus medindo 17cm x 70cm x 28 cm (altura, largura e profundidade, respectivamente) foi posicionada no centro da sala. O andar superior possui 1 metro de comprimento para prevenir desacelerações durante a fase final da subida. Estas dimensões foram baseadas na Norma Brasileira 9050 – NBR 9050 (ABNT, 2004). Inserida no segundo degrau, encontrava-se uma plataforma de força (EMG System do Brasil, modelo BIOMECH-400) para aquisição dos dados referentes à componente vertical da força de reação do solo (FRS). Duas câmeras digitais (Panasonic, NV-GS180), fixadas sobre tripés, foram posicionadas a 96 cm do solo, perpendicularmente ao plano de referência, ambas nas laterais da escada para filmarem o plano sagital do indivíduo. Em cada uma das câmeras foi anexado um iluminador para explorar a reflexividade dos marcadores, favorecendo o contraste entre estes e o restante das imagens. Além disso, tecidos na cor preta foram colocados circundando a área. No final do último degrau da escada foram colocados brinquedos a fim de motivar a realização da tarefa.

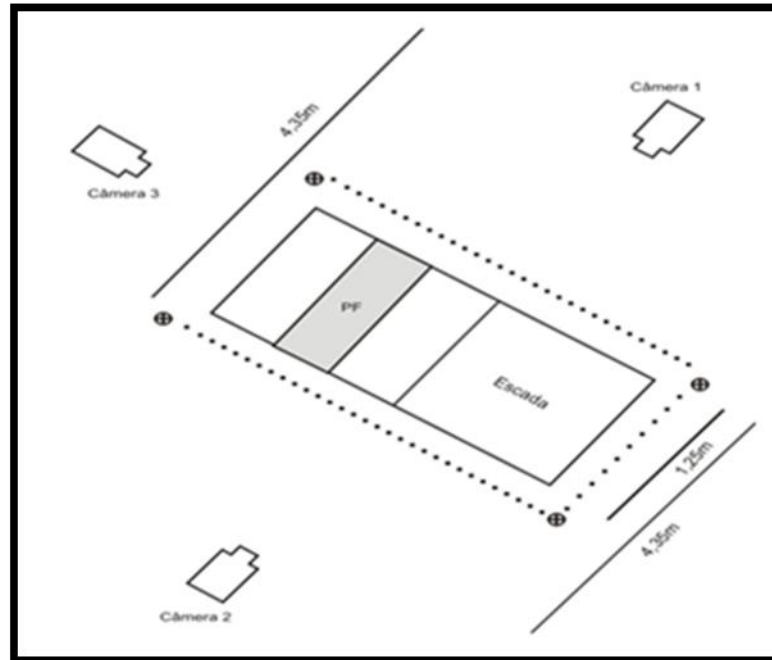


Figura 3 - Representação esquemática do arranjo experimental, indicando o posicionamento da escada, da plataforma de força (PF) e das câmeras (1, 2 e 3).

A aquisição dos sinais da plataforma de força foi realizada com o programa EMGLab (EMG System do Brasil) e a frequência de aquisição foi de 70Hz.

As câmeras foram ajustadas para amostrar 30 quadros por segundo. O foco, assim como os demais parâmetros das câmeras, foram ajustados manualmente e ficaram fixos durante todo o experimento. O controle de *shutter* foi ajustado a 1/500, ou seja, uma exposição de 0,002s. Com essa regulagem, mesmo diante das maiores velocidades atingidas pelos marcadores, o deslocamento destes foi menos que 1mm durante o tempo em que as câmeras coletaram a luz que formou cada quadro, evitando "borrões" nas imagens (BARROS, 1999). Depois de ajustadas, as câmeras filmaram ininterruptamente as tarefas até o final do experimento, iniciando com a filmagem de um calibrador.

Para cada câmera havia um plano de referência. Este foi delimitado pelos calibradores, que eram formados por duas hastes de metal (1,98m de altura) com marcadores esféricos nas extremidades, que foram posicionadas a uma distância de 2,60m uma da outra (Figuras 4 e 5). Dessa forma, a posição espacial de cada marcador no plano 2D pôde ser reconstruída, em cada instante registrado.

Antes do início da coleta foi dado um período de adaptação para que as crianças se acostumassem com o ambiente de coleta e se familiarizem com os pesquisadores e com os procedimentos. Durante este período, os pais ou responsáveis preencheram uma ficha de anamnese contendo: dados pessoais, histórico do desenvolvimento motor, indicação de membro dominante e questões relacionadas à experiência com escadas.

Estas respostas dadas pelos pais não fizeram parte dos dados deste estudo.

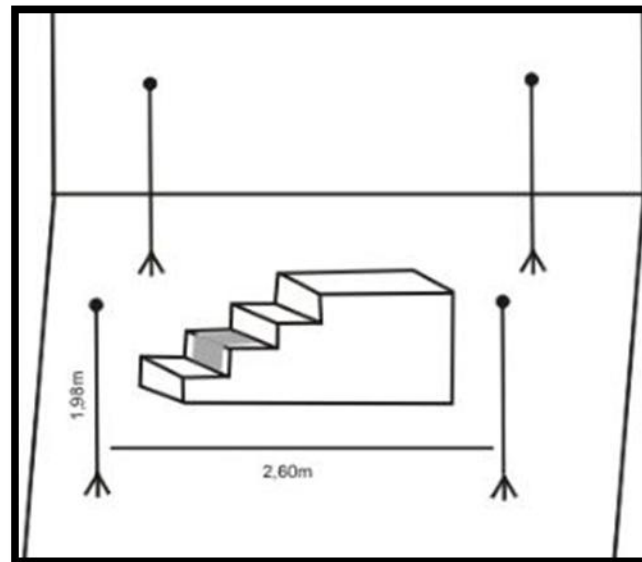


Figura 4 - Disposição dos planos de referência utilizados.



Figura 5 - Imagem obtida pela câmera 1 durante a coleta de dados de um dos participantes do presente estudo.

Com relação à preparação das crianças para a coleta, estas permaneceram descalças e vestindo roupa de banho (sunga ou biquíni). Primeiramente foram coletadas as medidas antropométricas (massa e estatura). Feito isso, marcadores de material retrorefletivo foram aderidos com fita dupla-face nos seguintes locais do corpo: (1) calcâneo, (2) V metatarso, (3) maléolo lateral, (4) cabeça da fíbula, (5) trocânter maior do fêmur e (6) espinha ilíaca ântero-superior (EIAS). Os marcadores foram fixados de ambos os lados do corpo do indivíduo. A união de alguns pontos foi realizada para delimitar os seguintes segmentos corporais: pé (2-3), perna (3-4), coxa (4-5), pelve (5-6). Para as articulações definiu-se: ângulo articular do tornozelo como sendo o ângulo interno entre as linhas que formam os segmento da perna e do pé. O ângulo do joelho como sendo o ângulo interno entre as linhas que formam o segmento da perna e da coxa e, por fim o ângulo articular do quadril como sendo o ângulo interno entre as linhas que formam os segmentos da pelve e da coxa. Este modelo foi adaptado de Winter (1991) e esquematizado na Figura 6.

Com relação ao procedimento de coleta de dados, a tarefa a ser realizada pelas crianças foi dividida em duas condições: 1) subir a escada e 2) posição estática. Estas condições foram as mesmas para todos os participantes, sendo realizadas 5 tentativas para cada criança de cada grupo. A posição inicial foi delimitada por uma placa de EVA, a 40 cm da escada. As crianças se locomoveram em velocidade auto-selecionada e iniciaram o passo com o membro inferior testado (membro dominante) em solo (região delimitada). Foi pedido para que subissem a escada utilizando o padrão de alternar os passos, pisando com um pé em cada degrau, e sem apoio em corrimão.

Na coleta dos dados da avaliação do controle postural estático, as crianças foram orientadas a permanecerem em postura relaxada sobre a plataforma de força, com os braços posicionados ao longo do corpo o mais estável possível e os pés em posição auto-selecionada desde que a largura entre os pés não fosse maior que a largura dos ombros. Foi solicitada a criança que olhasse para um alvo localizado frontalmente a 1 metro e na altura dos olhos durante 30 segundos. Foram realizadas 3 repetições com olhos abertos.

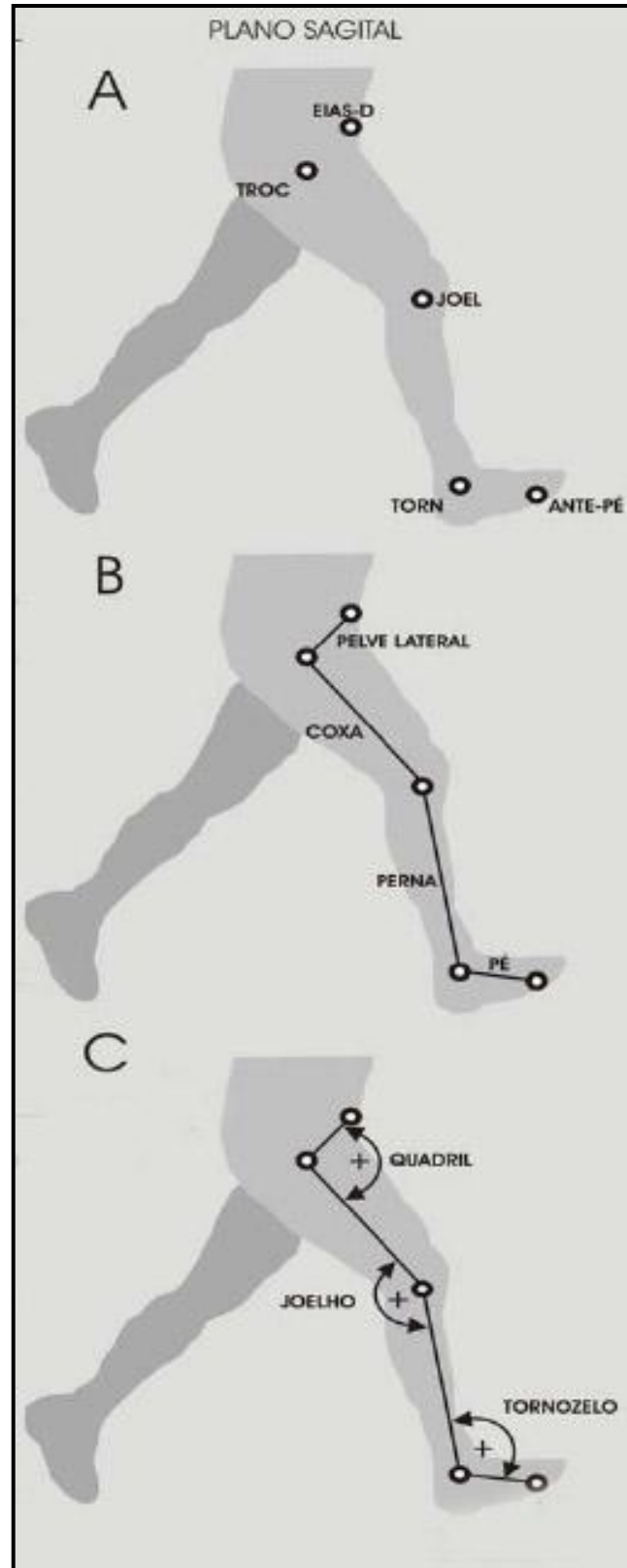


Figura 6 – Modelo biomecânico utilizado na análise da subida da escada nas crianças. A= pontos anatômicos; B=segmentos adotados; C=articulações e convenções adotadas. Os pontos foram marcados do lado direito e do lado esquerdo do sujeito. Fonte: adaptação de Martins (2008).

5.3 Tratamento dos Dados

5.3.1 Definição do ciclo

Como proposto por Zachazewski et al. (1993) o ciclo foi definido como sendo o primeiro contato do pé com um degrau (início) até o contato subsequente do mesmo pé (fim). Neste estudo, o início do ciclo correspondeu ao contato do pé no segundo degrau e o término do ciclo ao contato do mesmo pé no quarto degrau.

5.3.2 Dados da filmagem

Primeiramente, as filmagens armazenadas em fitas de vídeo foram transferidas para o computador utilizando um cabo, uma placa de captura digital e o software *Pinnacle Studio Plus* versão 9.4. Em seguida, em cada repetição, foram selecionados os trechos que correspondessem ao ciclo do subir escada. As execuções em que os participantes não pisaram com o pé dominante na plataforma foram descartadas.

Em seguida, utilizando o *software* para análises cinemáticas *Digital Video for Biomechanics for Windows* (DVIDEOW) (BARROS et al., 1999), os trechos foram desentrelaçados, permitindo uma análise a 60 Hz. A localização dos marcadores nas imagens das câmeras foi medida de maneira semi-automática. O *Dvideow* possui uma função para este fim, que se baseia em rastreamento dos marcadores, a partir de segmentação morfológica. Algoritmos específicos detectam o centro de todos os marcadores contidos nas regiões de interesse, de cada imagem, gerando uma

coordenada vertical e outra horizontal da tela do computador, para cada marcador. No entanto, como garantia, foi realizada uma revisão do processo quadro a quadro para um único marcador de cada vez e permitindo a correção manual no caso de erros.

A partir dos registros das coordenadas de tela e do sistema de calibração, as coordenadas dos pares ordenados (X,Y) de cada marcador foram obtidas. Os dados foram filtrados por meio de um filtro digital (*Butterworth*) de 4ª ordem, com uma frequência de corte de 6 Hz, baseados em análise residual e normalizados em função do tempo e expressos em termos percentuais do ciclo da marcha. Foi feito cálculo para correção de paralaxe. Sendo assim, o início do movimento foi considerado como 0% (toque do pé na plataforma) e o fim do ciclo com 100% (toque do mesmo pé no último degrau para a subida).

5.3.3 Dados da plataforma de força

Os dados adquiridos da plataforma de força foram arquivados em planilhas. Com a utilização do *software* Matlab implementado ao *software EMG Lab* (EMG System do Brasil Ltda.) estes dados foram filtrados utilizando um filtro digital *Butterworth* de 4ª ordem com frequência de corte de 6Hz.

Os dados da componente vertical foram normalizados temporalmente de 0 a 100% com intervalos de 1% (correspondente ao contato do pé na plataforma e a perda de contato do pé na plataforma). Esse procedimento é necessário para comparar diferentes repetições em diferentes indivíduos, já que é muito provável que cada repetição, independentemente de ser o mesmo indivíduo ou não, tenha duração do

ciclo ligeiramente diferente devido à variabilidade do movimento humano (BARELA; DUARTE, s/d). Foi feita ainda a normalização da amplitude dos valores da FRS pelo peso corporal.

5.4 Variáveis selecionadas para a análise do *subir escada* e do controle postural

As variáveis foram agrupadas em variáveis temporais (normalizadas em função do tempo), variáveis espaciais (magnitudes de deslocamentos lineares e angulares), variáveis cinéticas e variáveis referentes ao controle postural. Tempo do ciclo, tempo da fase apoio, tempo da fase de balanço, tempo da fase de duplo apoio inicial, tempo da fase de duplo apoio final e tempo de apoio simples são as variáveis temporais (expressas em percentuais, com exceção do tempo do ciclo); velocidade média, amplitude de movimento articular e picos angulares máximos e mínimos de quadril, tornozelo e joelho são consideradas as variáveis espaciais angulares; os padrões das curvas da componente vertical da FRS, magnitude do primeiro e do segundo pico, força mínima, força de impacto, impulso, deflexão, incremento, taxa de crescimento e tempos decorrentes do início do apoio até os picos serão consideradas as variáveis cinéticas.

Amplitude do deslocamento ântero-posterior do COP (centro de pressão), amplitude do deslocamento médio-lateral do COP, área da oscilação, velocidades e freqüências de oscilação foram consideradas variáveis do controle postural.

O tempo do ciclo foi calculado pelo tempo entre o primeiro contato do pé de apoio com a plataforma (2º degrau) e o segundo contato do mesmo pé no 4º degrau da escada para a subida e no solo para a descida. A velocidade foi calculada a partir da

razão entre o comprimento e a duração (em segundos) do ciclo. A duração da fase de apoio foi calculada a partir do tempo entre o contato do pé com o 2º degrau e a perda do contato do pé neste mesmo degrau. A duração da fase de balanço foi dada pelo tempo entre a retirada do pé da plataforma até o toque deste mesmo pé, que corresponde ao final do ciclo.

Os Quadros 1, 2 e 3 demonstram as variáveis pesquisadas, bem como suas definições e unidades de medida.

	Sigla	Variável	Descrição	Un.
Variáveis Temporais	TC	Tempo do ciclo	Tempo entre dois contatos consecutivos do pé dominante	s
	TFA	Tempo da fase de apoio	Percentual do ciclo em que o pé dominante está em contato com o solo	%
	TFB	Tempo da fase de balanço	Percentual do ciclo em que o pé dominante não está em contato com o solo	%
	TDAI	Tempo de duplo apoio inicial	Percentual do ciclo que vai do primeiro contato do pé de apoio até a perda de contato do pé contra-lateral do solo	%
	TAS	Tempo de apoio simples	Percentual do ciclo que corresponde ao suporte único do membro de apoio	%
	TDAF	Tempo de duplo apoio final	Percentual do ciclo que vai do contato do pé contra-lateral até a perda de contato do pé dominante do solo	%
Variáveis Espaciais	PMinQ	Pico de extensão do quadril	Valor máximo da extensão do quadril ou valor mínimo da flexão do quadril	Graus
	PMáxQ	Pico de flexão do quadril	Valor máximo da flexão do quadril	Graus
	AMQ	Amplitude de movimento do quadril	Diferença entre o pico de flexão e o pico de extensão do quadril	Graus
	PMinJ	Pico de extensão do joelho	Valor mínimo da flexão do quadril	Graus
	PMáxJ	Pico de flexão do joelho	Valor máximo de flexão do joelho	Graus
	AMJ	Amplitude de movimento do joelho	Diferença entre o pico de flexão e extensão do joelho	Graus
	PMáxT	Pico de dorsiflexão do tornozelo	Valor máximo da dorsiflexão do tornozelo	Graus

	Sigla	Variável	Descrição	Un.
	PMínT	Pico de flexão plantar do tornozelo	Valor máximo de flexão plantar do tornozelo	Graus
	AM T	Amplitude de movimento do tornozelo	Diferença entre o pico de dorsiflexão e o pico de flexão plantar do tornozelo	Graus
	VEL	Velocidade	Velocidade média do deslocamento no <i>subir escada</i> durante o ciclo	m/s

Quadro 1 - Variáveis cinemáticas, temporais e espaciais, utilizadas no estudo, suas respectivas definições e unidades de medida.

	Sigla	Variável	Descrição	Un.
Variáveis Cinéticas	Fz1	Primeiro pico de força vertical	Maior magnitude de força, na primeira metade da fase de apoio	PC
	TFz1	Tempo do primeiro pico de força vertical	Tempo desde o início da fase de apoio até o primeiro pico de força vertical	% TFA
	Fzmin	Força mínima	Menor valor de força vertical imediatamente após o primeiro pico	PC
	TFzmin	Tempo até a força mínima	Tempo desde o início da fase de apoio até o valor de força correspondente a Fzmin	%TFA
	Fz2	Segundo pico de força vertical	Maior magnitude de força após FZmin	PC
	TFz2	Tempo do segundo pico de força vertical	Tempo desde o início da fase de apoio até o segundo pico de força vertical	%TFA
	DEF	Deflexão	Diminuição na magnitude de força do primeiro pico para a força mínima (Fz1 – Fzmin)	PC
	INC	Incremento	Aumento na magnitude da força mínima para o segundo pico de força (Fz2 – Fzmin)	PC
	Imp_50	Impulso 50 ms	Cálculo da integração numérica da força correspondente à área determinada pela curva de força nos primeiros 50ms da fase de apoio	N.s
	Imp_total	Impulso total	Cálculo da integração numérica da força correspondente à área determinada pela curva de força da fase de apoio	N.s
	TC1	Taxa de crescimento 1	Razão entre $\Delta Fz1$ e $\Delta TFz1$	PC/s
	TC2	Taxa de crescimento 2	Razão entre $\Delta Fz2$ e $\Delta TFz2$	PC/s

Quadro 2 - Variáveis cinéticas utilizadas no estudo, suas respectivas definições e unidades de medida.

	Sigla	Variável	Descrição	Un.
Variáveis do Controle Postural	Amp_AP	Amplitude ântero-posterior	Distância de deslocamento do COP na direção ântero-posterior	Cm
	Amp_ML	Amplitude médio-lateral	Distância de deslocamento do COP na direção médio-lateral	Cm
	Área	Área do deslocamento	Cálculo da área da trajetória do COP	Cm ²
	Vel_AP	Velocidade ântero-posterior	Cálculo da velocidade da oscilação na direção ântero-posterior	Cm/s
	Vel_ML	Velocidade médio-lateral	Cálculo da velocidade da oscilação na direção médio-lateral	Cm/s
	Freq_AP	Frequência ântero-posterior	Frequência da oscilação na direção ântero-posterior	Hz
	Freq_ML	Frequência médio-lateral	Frequência da oscilação na direção médio-lateral	Hz

Quadro 3 - Variáveis referentes ao controle postural utilizadas no estudo, suas respectivas definições e unidades de medida.

5.5 Análise Estatística

Primeiramente foi realizada a análise do coeficiente de variação (CV) para todas as curvas de variação angular adquiridas de cada grupo para identificar suas dispersões percentuais em relação a sua respectiva média (WINTER, 1991).

$$CV = \frac{DP}{\bar{x}} \times 100\%$$

Sendo: DP= desvio padrão
 \bar{x} = média

Todas as variáveis foram submetidas ao teste de *Shapiro-Wilk* e verificou-se distribuição normal nos dados referentes às variáveis cinéticas e cinemáticas e não verificou-se distribuição normal nos dados do controle postural. Assim, para identificar diferenças estatisticamente significativas entre os grupos foram utilizados teste T de

Student para os dados com distribuição normal e teste U de *Mann-Whitney* para os dados sem distribuição normal. Correlação de *Spearman* foi aplicada para verificar possíveis correlações entre as variáveis. As análises estatísticas foram realizadas utilizando o *software* SPSS (versão 15.0) e foi adotado $P \leq 0,05$.

6 RESULTADOS

O presente estudo foi proposto para analisar as características cinemáticas e cinéticas do *subir escada* comparando crianças com síndrome de Down e crianças sem síndrome de Down, consideradas como de desenvolvimento típico.

A fim de propiciar uma melhor compreensão dos resultados, este capítulo foi organizado de acordo com os objetivos específicos. Inicialmente, serão descritos resultados relativos às variáveis cinemáticas que foram subdivididas em temporais e espaciais, sendo este segundo grupo em lineares e angulares. Posteriormente, são apresentadas as variáveis cinéticas e, ao final, o enfoque dos resultados foi direcionado à descrição do comportamento do controle postural e sua relação com as demais variáveis.

6.1 Características cinemáticas do *subir escada*

A análise biomecânica do movimento humano pode ser conduzida a partir de várias perspectivas. Uma delas, a cinemática, relacionada com as características do movimento analisado, busca examiná-lo a partir de uma perspectiva espacial e temporal sem se referendar às forças geradoras do movimento, neste caso o *subir escada*.

O interesse pela identificação da posição, velocidade ou aceleração que ocorre em segmentos corporais durante a execução de uma tarefa recebe importância

fundamental na análise cinemática. Durante este procedimento codifica-se o movimento humano visando sua reconstrução a partir de sua quantificação em variáveis numéricas próprias da análise cinemática. Nesse sentido, com foco na caracterização do padrão motor para *subir escada* comparando crianças com síndrome de Down e crianças com desenvolvimento típico os resultados serão apresentados em dois sub-tópicos: 1- descrição das variáveis temporais e, 2- descrição das variáveis espaciais da análise cinemáticas do *subir escada*.

6.1.1 Descrição cinemática a partir das variáveis temporais do *subir escada*

O conhecimento de fatores ou variáveis temporais no movimento humano embora seja um procedimento inicial, tem uma função crítica para identificar as mudanças que ocorrem na posição do corpo durante certo período de tempo. Portanto, o primeiro passo na reconstrução da tarefa motora *subir escada* comparando crianças com síndrome de Down e crianças com desenvolvimento típico identificando as variáveis temporais é apresentado na Tabela 2.

Tabela 2- Variáveis temporais do *subir escada* comparando crianças com síndrome de Down (GSD) e crianças com desenvolvimento típico (GDT).

Variável	GSD	GDT	P-valor
TC (s)	2,20 ± 0,85	1,81 ± 0,29	0,10
TFA (%)	71,24 ± 6,60	68,18 ± 2,76	0,19
TFB (%)	28,79 ± 6,64	31,82 ± 2,76	0,20
TDAI (%)	21,64 ± 4,66	18,09 ± 3,06	0,03*
TAS (%)	30,07 ± 4,95	34,17 ± 2,54	0,03*
TDAF (%)	19,53 ± 7,26	15,92 ± 2,06	0,64

* $P \leq 0,05$. NOTA: TC = tempo do ciclo; TFA = tempo da fase de apoio; TFB = tempo da fase de balanço; TDAI = tempo de duplo apoio inicial; TAS = tempo de apoio simples; TDAF = tempo de duplo apoio final.

Em relação aos dados apresentados na Tabela 2, as crianças com síndrome de Down não apresentaram diferenças no tempo do ciclo da passada (TC), tempo da fase de apoio (TFA), tempo de duplo apoio final (TDAF) e tempo da fase de balanço (TFB) em comparação com as crianças com desenvolvimento típico.

Diferenças entre os grupos de crianças ocorreram no tempo de duplo apoio inicial (TDAI) e no tempo de apoio simples (TAS), sendo maior o TDAI no GSD e maior o TAS no GDT. Pode-se verificar que as crianças com síndrome de Down realizaram a tarefa de *subir escada* utilizando um período de tempo maior do que as crianças de desenvolvimento típico e as evidências apontam que isto ocorre em função do maior tempo de duplo apoio inicial, momento desde o primeiro toque do pé de apoio na escada até a retirada do pé contra-lateral, e do menor tempo de apoio simples, que ocorre desde a retirada do pé contra-lateral até seu contato subsequente.

6.1.2 Descrição cinemática a partir das variáveis espaciais do *subir escada*

Compreender o movimento humano a partir de sua localização espacial é particularmente importante, pois a maior parte do movimento envolve o deslocamento de um ou mais segmentos do corpo. A descrição sistemática deste deslocamento segmentar vem sendo relatada em estudos que envolvem os estágios desenvolvimentistas dos padrões e habilidades motoras. Assim, visando uma organização na descrição das variáveis espaciais serão apresentados neste sub-tópico os resultados do *subir escada* em dois momentos: 1- descrição das variáveis lineares e, 2- descrição das variáveis angulares comparando crianças com síndrome de Down e crianças com desenvolvimento típico.

6.1.2.1 Identificação das variáveis lineares do *subir escada*

As análises cinemáticas minuciosas durante a aquisição de uma habilidade motora são extremamente valiosas para professores, técnicos desportivos, terapeutas e pais, pois durante a aprendizagem, retenção ou desempenho motor uma modificação progressiva reflete o processo de aprendizado desta habilidade motora. Essa afirmação é especialmente verdadeira para as crianças com síndrome de Down que possuem atrasos significativos na aquisição de novas habilidades motoras especificamente com relação ao *subir escada*.

Em se tratando da velocidade de deslocamento da subida na escada, não foram encontradas diferenças entre os grupos ($P=0,38$).

6.1.2.2 Identificação e comparação das variáveis angulares do *subir escada*

A cinemática, utilizada como ferramenta de análise do movimento humano, permite a possibilidade de decomposição segmentar do movimento para uma avaliação minuciosa. O *subir escada* enquanto atividade motora ou exercício físico, embora aparentemente possa ser executado de forma automatizada durante sua aquisição, é uma tarefa complexa, principalmente quando realizada por crianças com dificuldade, distúrbio ou deficiência de aprendizagem. Nesse sentido, os resultados do estudo serão apresentados a partir das articulações de membro inferior envolvidas na realização desta tarefa motora.

A Figura 7 apresenta as curvas médias da variação angular na articulação do quadril. Qualitativamente, o grupo de crianças com síndrome de Down e o grupo de crianças com desenvolvimento típico apresentaram padrão similar na subida da escada durante a fase de apoio. De forma geral, no instante do contato do pé com o solo, as crianças possuem um posicionamento articular do quadril em torno de 50° de flexão, que é reduzido para aproximadamente 10°, pouco antes do início da fase de balanço. Na fase de balanço, o quadril volta a flexionar-se, atingindo o pico máximo em torno de 93% do ciclo. A magnitude do pico máximo do quadril foi significativamente maior ($P=0,03$) no GSD quando comparado ao GDT (Tabela 3).

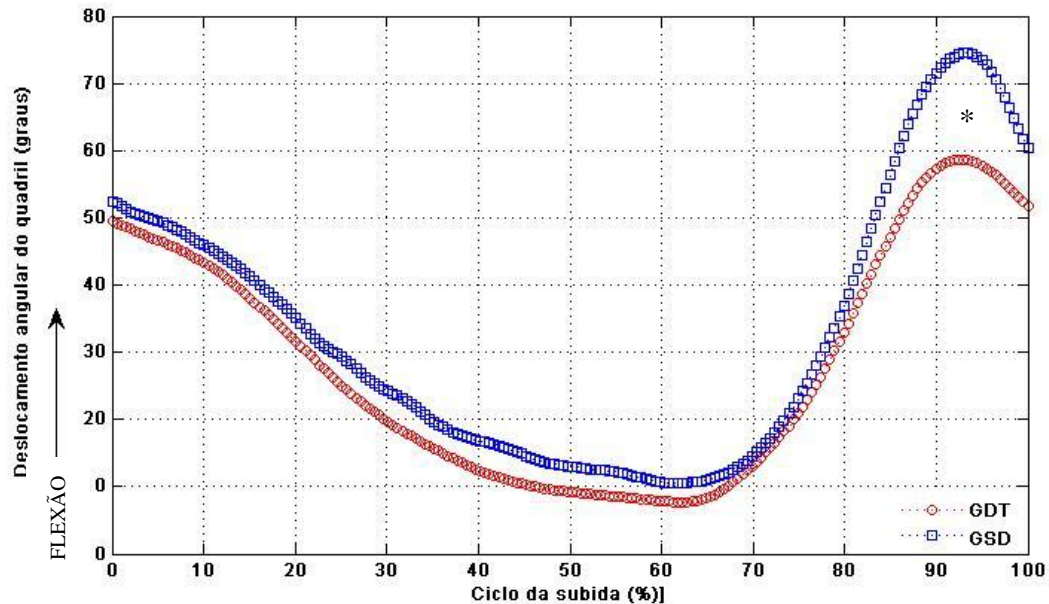


Figura 7 - Variação angular da articulação do quadril para o *subir escada* comparando crianças com síndrome de Down e com desenvolvimento típico. * $P < 0,05$.

Analisando-se a articulação do joelho, as curvas de variação angular também apresentaram um perfil próximo entre os grupos durante a fase de apoio (Figura 8).

No início da fase de apoio, que corresponde ao primeiro toque do pé de apoio com o segundo degrau, a articulação do joelho estava em 55° de flexão, que foi acentuada nos primeiros 10% do ciclo, partindo então para estender-se maximamente. O pico mínimo da angulação do joelho das crianças com síndrome de Down foi $15,5^\circ$, enquanto que para as crianças com desenvolvimento típico, o pico mínimo foi de $14,5^\circ$ ($P=0,78$). O término do ciclo da fase de apoio foi caracterizado pelo início da flexão do joelho. Porém, esta mesma similaridade não foi notada na fase de balanço. Neste período, a angulação média da articulação do joelho das crianças com síndrome de Down foi maior do que a angulação média do grupo com desenvolvimento típico, a partir da metade do tempo da fase de balanço. O pico máximo de flexão do joelho (PFJ)

foi maior nas crianças com síndrome de Down ($98,5 \pm 8,40$) quando comparadas às crianças com desenvolvimento típico ($90,5 \pm 7,66$) ($P=0,03$).

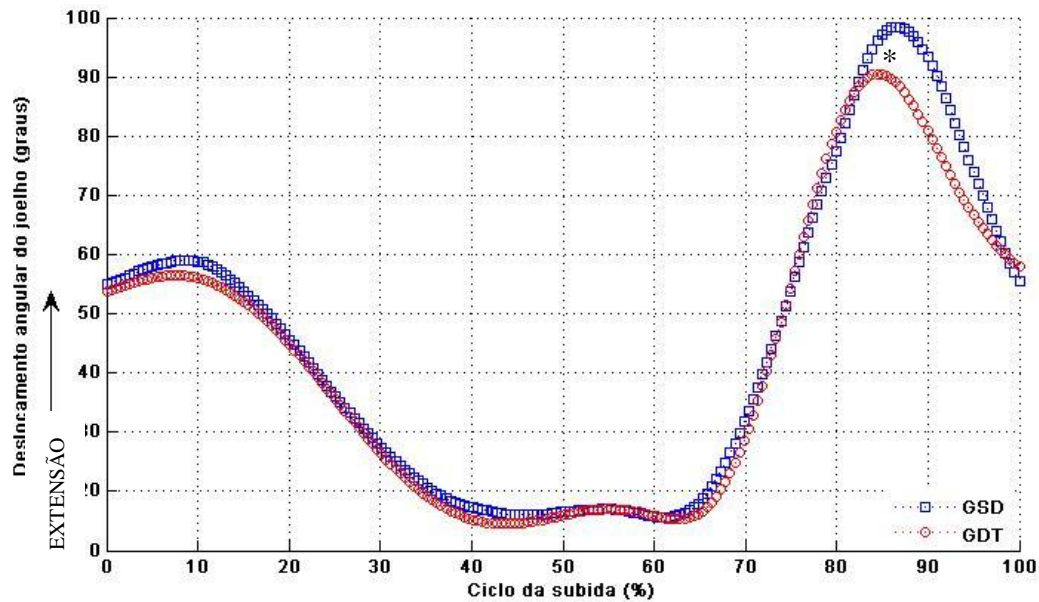


Figura 8 - Variação angular da articulação do joelho durante o *subir escada* entre crianças com síndrome de Down e crianças com desenvolvimento típico.
* $P < 0,05$.

Os deslocamentos angulares da articulação do tornozelo estão representados na Figura 9. As crianças com síndrome de Down apresentaram flexão plantar (em torno de 5°) enquanto que as crianças com desenvolvimento típico mantiveram uma posição neutra na fase de contato inicial. As crianças do GSD realizaram menor dorsiflexão durante todo o ciclo do *subir escada*.

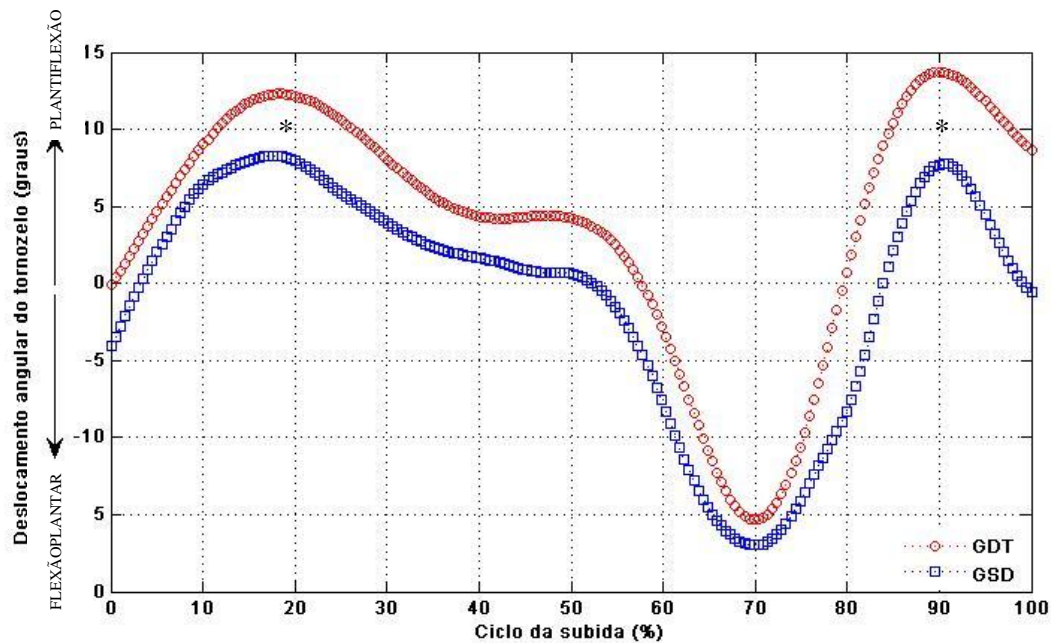


Figura 9 - Variação angular da articulação do tornozelo para o *subir escada* comparando crianças com síndrome de Down e com desenvolvimento típico. * $P < 0,05$.

A partir do início do contato com o solo, ocorreu um aumento da dorsiflexão do tornozelo até aproximadamente 17% do ciclo do apoio. As crianças com desenvolvimento típico apresentaram maior dorsiflexão neste momento do que as crianças com síndrome de Down ($P=0,01$). A partir de então, pode-se notar flexão plantar. Na fase de balanço, a articulação do tornozelo volta a dorsiflexão, sendo maior nas crianças com desenvolvimento típico ($P=0,01$).

A Tabela 3 resume os valores médios e desvios padrão encontrados nas variáveis espaciais analisadas, em ambos os grupos, nas articulações analisadas.

Tabela 3 - Variáveis espaciais angulares do *subir escada* comparando crianças com síndrome de Down (GSD) e crianças com desenvolvimento típico (GDT).

Variável	GSD	GDT	P-valor
PMáxJ (graus)	98,48 ± 8,40	90,50 ± 7,66	0,03*
PMínJ (graus)	15,52 ± 9,69	14,50 ± 6,66	0,78
AMJ (graus)	82,96 ± 17,50	76,00 ± 9,74	0,08
PMáxQ (graus)	74,48 ± 14,05	58,70 ± 13,85	0,03*
PMínQ (graus)	10,45 ± 6,66	7,69 ± 5,54	0,49
AMQ (graus)	64,03 ± 16,40	51,01 ± 12,84	0,06
PMáxT (graus)	8,29 ± 2,24	13,71 ± 7,33	0,01*
PMínT (graus)	16,97 ± 4,66	15,34 ± 7,73	0,21
AMT (graus)	25,26 ± 7,55	29,05 ± 10,67	0,34

* $P \leq 0,05$. NOTA: PMáxJ = pico máximo de flexão do joelho; PMínJ = pico mínimo de flexão do joelho; AMJ = amplitude de movimento do joelho; PMáxQ = pico máximo de flexão do quadril; PMínQ = pico de extensão do quadril; AMQ = amplitude de movimento do quadril; PMáxT = pico de dorsiflexão do tornozelo; PMínT = pico de flexão plantar do tornozelo; AMT = amplitude de movimento do tornozelo.

Os resultados obtidos referentes à movimentação articular de quadril, joelho e tornozelo revelaram que, as crianças com síndrome de Down apresentaram comportamento do movimento diferente das crianças com desenvolvimento típico, principalmente na fase de balanço, mais especificamente nos picos máximos de flexão. No geral, ao se analisar qualitativamente as curvas, pode-se notar que o comportamento mais distinto entre os grupos foi encontrado na articulação do tornozelo.

Existe uma grande variabilidade no movimento de locomoção humana, já que pode-se considerar que cada indivíduo evidencia características particulares no padrão básico de seus movimentos. A Tabela 4 mostra os coeficientes de variação das curvas

angulares médias de quadril, joelho e tornozelo para a tarefa motora *subir escada* de ambos os grupos.

Tabela 4 – Coeficiente de Variação (CV) dos ângulos articulares do joelho, quadril e tornozelo durante a subida da escada.

Articulação	GSD	GDT
Quadril	42,2	36,5
Joelho	38,9	32,5
Tornozelo	16,4	40,0

No caso da subida na escada, as crianças com síndrome de Down apresentaram maior variabilidade no comportamento das curvas do joelho e do quadril quando comparadas às crianças com desenvolvimento típico, no entanto foi encontrada uma maior variabilidade de tornozelo nas crianças com desenvolvimento típico.

6.2 Características cinéticas do *subir escada*

Apesar da cinemática ocupar um ponto fundamental da análise do movimento humano, uma avaliação aprofundada deve considerar as forças que atuam sobre o movimento, visando ampliar a base de informações sobre as quais pais, professores, técnicos e terapeutas definirão os procedimentos pedagógicos e metodológicos para viabilizar o processo de ensino aprendizagem na aquisição de habilidades motoras.

Sabe-se que, ao ser comparada à marcha no plano ou mesmo em superfícies irregulares, a aquisição do *subir escada* exige da criança a realização de uma força

física maior de membros inferiores para a execução do movimento, e quando se trata da população com síndrome de Down (SD), por exemplo, sabe-se que além do aspecto físico e cognitivo característicos, outras alterações podem estar associadas, incluindo frouxidão ligamentar e hipotonia, que são apontadas por alguns autores como responsáveis pelo atraso no desenvolvimento motor destas crianças. Desta forma, na Tabela 5 são apresentadas as características cinéticas do *subir escada* tendo como sujeitos crianças com síndrome Down e com desenvolvimento típico.

Tabela 5 - Variáveis cinéticas do *subir escada* comparando crianças com síndrome de Down (GSD) e crianças com desenvolvimento típico (GDT).

Variável	GSD	GDT	P-valor
Fz1 (PC)	1,04 ± 0,79	0,97 ± 0,78	0,08
TFz1 (s)	0,58 ± 0,26	0,35 ± 0,16	0,03*
Fzmin (PC)	0,72 ± 0,79	0,69 ± 0,55	0,41
TFzmin (s)	1,02 ± 0,43	0,56 ± 0,15	0,01*
Fz2 (PC)	0,99 ± 0,13	1,15 ± 0,19	0,03*
TFz2 (s)	1,33 ± 0,54	0,84 ± 0,22	0,06
DEF (PC)	0,32 ± 0,09	0,28 ± 0,08	0,32
INC (PC)	0,27 ± 0,11	0,46 ± 0,22	0,03*
Imp_50 (N.s)	0,53 ± 0,26	0,18 ± 0,05	0,00*
Imp_total (N.s)	31,4 ± 14,90	18,52 ± 8,60	0,02*
TC1 (PC/s)	2,42 ± 1,22	3,36 ± 1,23	0,11
TC2 (PC/s)	0,93 ± 0,45	1,48 ± 0,48	0,02*

* $P \leq 0,05$. NOTA: Fz1 = primeiro pico de força vertical; TFz1 = tempo do primeiro pico de força vertical; Fzmin = força mínima; TFzmin = tempo até a força mínima; Fz2 = segundo pico de força vertical; TFz2 = tempo do segundo pico de força vertical; DEF = deflexão; INC = incremento; Imp_50 = Impulso 50 ms; Imp_total = impulso total; TC1 = taxa de crescimento 1; TC2 = taxa de crescimento 2.

As crianças com síndrome e Down apresentaram, de forma geral, características da curva da força de reação ao solo em toda fase de apoio da marcha, relativamente distintas às encontradas nas crianças com desenvolvimento típico. No primeiro contato do pé com o degrau houve um aumento rápido na FRS vertical até o primeiro pico máximo (Fz1) nas crianças com desenvolvimento típico (0,35 segundos), enquanto que no grupo com síndrome de Down este aumento foi mais lento (0,58 segundos), o que pode estar relacionado à diferença significativa entre os grupos na variável tempo de apoio duplo inicial, demonstrado anteriormente. Este tempo desde o início da fase de apoio até o primeiro pico máximo corresponde a variável TFz1. A FRS vertical diminuiu gradualmente até a metade da fase de apoio, depois aumentou novamente, alcançando o segundo pico máximo, correspondente ao início da fase de duplo apoio final. Foram encontradas diferenças tanto para a magnitude do segundo pico ($P=0,03$), quanto para o tempo até atingir a força mínima ($P=0,01$).

Foram encontradas diferenças nos impulsos total ($P=0,02$) e nos primeiros 50ms da fase de apoio ($P=0,00$), sendo que em ambos os valores foram maiores nas crianças com síndrome de Down. Além disso, foi encontrada diferença na taxa de crescimento do segundo pico da força de reação do solo vertical ($P=0,02$), com valores maiores para o grupo com desenvolvimento típico ($1,48 \pm 0,48$ PC/s), comparado com o grupo de crianças com síndrome de Down ($0,93 \pm 0,45$ PC/s).

Nas variáveis cinéticas as evidências indicam que os tempos para se atingir o primeiro pico de força e a força mínima, a magnitude do segundo pico (relacionado à fase de impulsão) e os valores referentes aos impulsos determinam as principais diferenças entre os grupos no *subir escada*.

6.3 Características do controle postural estático e as relações com as variáveis cinéticas e cinemáticas

O sistema de controle postural possui dois objetivos essenciais: equilíbrio e orientação postural. Para cumprir com este papel utiliza informações visuais, somatossensoriais e vestibulares para planejar as ações motoras necessárias. Crianças com síndrome de Down apresentam alterações estruturais e funcionais que alteram seu relacionamento com o ambiente, levando-as a apresentarem problemas na manutenção do equilíbrio e da orientação corporal desejada. Esta dificuldade é aumentada em situações onde o equilíbrio é perturbado.

Partindo-se da informação de que locomover-se em escadas gera instabilidade, é importante analisar como é o controle postural das crianças com síndrome de Down e suas relações com o movimento e forças produzidas nesta tarefa motora. Uma forma de mensurar o controle postural é pelo centro de pressão (COP), que é o ponto de aplicação da força vertical resultante, agindo sobre a superfície de suporte. Os deslocamentos deste ponto representam o resultado das ações do sistema de controle postural e da força da gravidade. Existem variáveis tradicionalmente utilizadas para este tipo de investigação e que foram selecionadas para serem utilizadas neste estudo.

Os valores das medianas e intervalos interquartílicos encontrados para as variáveis referentes ao controle postural para o grupo de crianças com síndrome de Down e de crianças com desenvolvimento típico podem ser visualizados na Tabela 6.

Tabela 6 - Variáveis referentes ao controle postural estático comparando crianças com síndrome de Down (GSD) e crianças com desenvolvimento típico (GDT).

Variável	GSD	GDT	P-valor
Amp_AP (cm)	4,69 (2,74-5,43)	2,34 (1,84-2,85)	0,02*
Amp_ML (cm)	6,06 (2,26-9,82)	2,22 (1,67-2,92)	0,08
Área (cm²)	19,20 (4,42-24,63)	3,25 (1,61-5,83)	0,03*
Vel_AP (cm/s)	1,42 (1,06-4,16)	0,89 (0,77-1,30)	0,05*
Vel_ML (cm/s)	1,26 (1,18-4,72)	0,90 (0,79-1,35)	0,05*
Freq_AP (Hz)	0,55 (0,15-0,72)	0,16 (0,13-0,22)	0,07
Freq_ML (Hz)	0,72 (0,17-1,14)	0,25 (0,12-0,41)	0,17

* $P \leq 0,05$. Valores apresentados em mediana (intervalo interquartilico). NOTA: Amp_AP = amplitude ântero-posterior; Amp_ML = amplitude médio-lateral; Área = área do deslocamento; Vel_AP = velocidade ântero-posterior; Vel_ML = velocidade médio-lateral; Freq_AP = frequência ântero-posterior; Freq_ML = frequência médio-lateral.

As crianças com síndrome de Down apresentaram valores superiores para a amplitude ântero-posterior, área do deslocamento do COP, velocidade ântero-posterior e velocidade médio-lateral quando comparadas às crianças com desenvolvimento típico.

Foram realizados testes de correlação entre as variáveis referentes ao controle postural e as variáveis cinéticas e cinemáticas do *subir escada*. Na Tabela 7 são apresentados os coeficientes de correlação.

Tabela 7 - Coeficientes de correlação entre as variáveis referentes ao controle postural estático e as variáveis cinemáticas e cinéticas do *subir escada*.

	Grupo síndrome de Down							Grupo Desenvolvimento Típico						
	AMP_AP	AMP_ML	AREA	VEL_AP	VEL_ML	FREQ_AP	FREQ_ML	AMP_AP	AMP_ML	AREA	VEL_AP	VEL_ML	FREQ_AP	FREQ_ML
Fz1	*,-90	*-1,0	*-1,0	-,10	-,30	-,10	,30	,43	,52	,54	,24	,37	,08	,17
TFz1	* ,80	* ,90	* ,90	,20	,40	,20	,00	-,41	-,17	-,09	-,28	-,31	,06	-,22
Fzmin	-,10	-,30	-,30	,10	-,30	,10	-,50	-,53	-,51	-,41	-,15	-,06	-,10	,41
TFzmin	,56	,82	,82	-,31	,05	-,31	-,31	-,45	-,20	-,11	-,36	-,40	-,08	-,31
Fz2	*,-60	*,-70	*,-70	,10	-,20	,10	,30	,36	,13	,01	,45	,40	,26	,22
TFz2	,50	,70	,70	,00	,30	,00	,20	-,56	-,38	-,33	-,25	-,32	,15	-,14
DEF	-,70	-,60	-,60	-,30	-,10	-,30	,50	* ,73	* ,74	* ,72	,41	,50	,07	-,08
INC	-,40	-,30	-,30	-,10	-,20	-,10	,30	,58	,38	,26	,50	,43	,29	,01
Imp_50	-,60	-,20	-,20	* ,90	* ,80	* ,90	-,30	-,05	-,05	,00	-,37	-,25	* ,73	-,30
Imp_tot	,10	,50	,50	-,60	-,30	-,60	-,20	* ,83	* ,70	* ,71	-,63	* ,68	-,15	-,28
TC1	*,-90	*-1,0	*-1,0	-,10	-,30	-,10	,30	,33	,15	,06	,26	,31	,12	,36
TC2	*,-70	*,-90	*,-90	,20	-,10	,20	,40	,58	,33	,25	,43	,46	,04	,27
TC	-,10	,10	,10	,67	,82	-,67	* ,97	,12	,22	,10	,20	,22	,55	,29
VEL	-,30	-,40	-,40	,30	,50	,30	* ,90	-,03	-,07	,06	-,30	-,34	-,58	-,53
TDAI	* ,70	* ,84	-,10	* ,10	* ,90	* ,10	,60	-,47	-,50	-,60	-,27	-,28	,10	,28
TAS	,50	,10	,10	*-1,0	* ,90	*-1,0	,60	,30	,23	,35	-,12	-,05	-,55	-,19
TDAF	,60	-,30	-,30	* ,90	* ,10	* ,90	,70	* ,66	* ,61	* ,67	-,15	-,21	,31	,06
TFA	-,10	,30	,30	* ,90	* ,70	* ,90	-,70	* ,73	* ,84	* ,85	-,33	-,32	,06	,38
TFB	-,50	,10	,10	*-1,0	* ,90	*-1,0	,60	* ,73	* ,84	* ,85	,33	,32	-,06	-,38
PMinQ	-,20	,10	,10	-,80	-,60	-,80	-,60	,28	,43	,27	,10	,04	,05	-,29
PMáxQ	,10	,20	,20	-,10	-,30	-,10	-,30	,23	,29	,13	,04	-,03	-,03	-,06
AMQ	,00	,20	,20	-,50	-,20	-,50	-,30	-,04	,21	,09	-,10	-,15	,04	-,42
PMáxJ	,30	-,10	-,10	,70	,50	,70	,10	,15	,09	,16	-,01	,07	-,17	-,20
PMinJ	-,50	-,70	-,70	,00	-,30	,00	-,20	,46	,22	,29	,28	,33	,11	,24
AMJ	,80	,60	,60	,70	,60	,70	,10	-,16	-,04	,01	-,09	-,06	,08	-,14
PMáxT	*,-70	*,-80	*,-80	,50	,30	,50	,70	,29	,17	,23	-,01	,03	-,06	-,22
PMínT	,80	* ,90	* ,90	,20	,40	-,20	,00	,20	,05	,04	,00	-,01	,08	-,18
AMT	-,20	-,50	-,50	,70	,60	,70	* ,90	-,09	-,13	,03	-,00	,07	,05	,26

* $P \leq 0,05$. NOTA: Fz1 = primeiro pico de força vertical; TFz1 = tempo do primeiro pico de força vertical; Fzmin = força mínima; TFzmin = tempo até a força mínima; Fz2 = segundo pico de força vertical; TFz2 = tempo do segundo pico de força vertical; DEF = deflexão; INC = incremento; Imp_50 = Impulso 50 ms; Imp_total = impulso total; TC1 = taxa de crescimento 1; TC2 = taxa de crescimento 2; TC = tempo do ciclo; TFA = tempo da fase de apoio; TFB = tempo da fase de balanço; TDAI = tempo de duplo apoio inicial; TAS = tempo de apoio simples; TDAF = tempo de duplo apoio final; PMáxJ = pico máximo de flexão do joelho; PMinJ = pico mínimo de flexão do joelho; AMJ = amplitude de movimento do joelho; PMáxQ = pico máximo de flexão do quadril; PMinQ = pico de extensão do quadril; AMQ = amplitude de movimento do quadril; PMáxT = pico de dorsiflexão do tornozelo; PMinT = pico de flexão plantar do tornozelo; AMT = amplitude de movimento do tornozelo; Amp_AP = amplitude ântero-posterior; Amp_ML = amplitude médio-lateral; Área = área do deslocamento; Vel_AP = velocidade ântero-posterior; Vel_ML = velocidade médio-lateral; Freq_AP = frequência ântero-posterior; Freq_ML = frequência médio-lateral.

Analisando-se as relações entre as variáveis do controle postural com as variáveis cinemáticas e cinéticas das crianças com síndrome de Down, encontrou-se

que há correlação negativa entre controle postural (amplitude ântero-posterior, médio-lateral e área) e a força nos dois picos da FRS. O tempo para se atingir o primeiro pico relacionou-se significativa e positivamente com o controle postural. Ainda, quando analisadas as variáveis do controle postural (amplitude ântero-posterior, amplitude médio-lateral, velocidade ântero-posterior, velocidade médio-lateral, frequência ântero-posterior) e o tempo de duplo apoio inicial verificou-se correlação positiva. Correlação inversa foi encontrada entre tempo da fase de balanço e velocidade ântero-posterior, médio-lateral e frequência ântero-posterior.

Foi observada uma correlação negativa entre as taxas de crescimento (TC1 e TC2) e o controle postural estático (Amp_AP, Amp_ML e Área). Por fim, o controle postural se mostrou inversamente relacionado ao pico máximo de dorsiflexão e diretamente relacionado ao pico mínimo do tornozelo, referente à plantiflexão.

7 DISCUSSÃO

Indivíduos com síndrome de Down estão sujeitos a uma gama de alterações, físicas e/ou funcionais. A locomoção em escadas demanda de movimentos complexos e o estudo de suas especificidades pode contribuir para o entendimento dos mecanismos que garantem um movimento eficiente e que favoreça condutas na reabilitação funcional de crianças com síndrome de Down. A deficiência de informações sobre a funcionalidade da locomoção em escadas e do controle postural dessas crianças decorre do fato de que ainda são escassos estudos nessa população.

Assim, a discussão dos resultados está dividida em quatro tópicos. Primeiramente estão apresentadas as discussões provenientes da identificação e comparação das variáveis cinemáticas temporais, em um segundo momento as variáveis cinemáticas espaciais, tanto lineares quanto angulares, no terceiro momento as variáveis cinéticas e, finalmente as relações entre os resultados cinemáticos e cinéticos do *subir escada* e o controle postural das crianças com síndrome de Down e com desenvolvimento típico.

7.1 Análise das variáveis temporais do *subir escada* em crianças com síndrome de Down e desenvolvimento típico

Na análise cinemática, tendo como referência as variáveis temporais do *subir escadas*, as evidências sugerem comportamento semelhante entre crianças com

síndrome de Down e crianças com desenvolvimento típico. Todavia, foram encontradas alterações na duração da fase de duplo apoio (TDA), na qual as crianças com síndrome de Down apresentaram maior tempo. Este fato havia sido observado por Sparrow et al. (1998) em estudo que avaliou as características da marcha no plano, ultrapassagem de obstáculos e subida e descida de escada em adultos com deficiência mental e adultos sem deficiência, observando similaridades no *subir escada* entre os grupos no que se refere ao tempo absoluto do ciclo. No entanto, a duração da fase de apoio foi mais longa do que a fase de balanço no grupo composto por indivíduos com deficiência mental.

Este resultado pode ser explicado por dois fatores: o primeiro refere-se a consequência de uma maior instabilidade por parte deste grupo, já que, como na marcha no plano, o tempo de duplo apoio tem a função de estabilizar o sujeito para o passo (VIEL, 2001). Esse maior tempo de duplo apoio e sua relação com o equilíbrio e estabilidade postural pôde ser comprovado com a relação direta forte encontrada entre os parâmetros de controle postural (deslocamento ântero-posterior, deslocamento médio-lateral, velocidades de oscilação e frequência de oscilação ântero-posterior) e o tempo despendido na fase de apoio para as crianças com síndrome de Down, o que reflete ser uma estratégia empregada por estas crianças para manter na estabilidade na realização da tarefa de *subir escada*. Outro fator que pode explicar este padrão é um planejamento de ação mais longo, devido às falhas e insuficiências no processamento de informações relatadas em estudos relacionados ao desenvolvimento cognitivo de crianças com deficiência mental, que é o caso da síndrome de *Down* (BURACK et al., 1998).

Quanto ao tempo absoluto do *subir escada*, não foram encontradas diferenças entre os grupos, porém quando comparadas a adultos jovens saudáveis, observa-se que as crianças subiram a escada mais devagar do que os adultos, que tendem a apresentar uma duração média do ciclo de subida de 1,45 segundos (Protopapadaki et al., 2007).

De forma geral, os resultados encontrados para as variáveis temporais revelaram que a presença da síndrome de Down e suas alterações funcionais não alteraram o tempo absoluto do ciclo do *subir escada*, no entanto levaram a mudança no padrão destas crianças, tornando-o mais estável.

7.2 Análise das variáveis espaciais lineares e angulares do *subir escada* em crianças com síndrome de Down e desenvolvimento típico

Nas variáveis espaciais, as crianças com desenvolvimento típico subiram a escada em uma velocidade maior do que as crianças com síndrome de Down (0,42m/s (0,08) e 0,37m/s (0,14), respectivamente). Estes resultados são opostos aos encontrados por Protopapadaki et al. (2007) e Livingston et al. (1991), cujos valores da velocidade do *subir escada* de adultos, variaram entre 0,49 m/s e 0,70 m/s. Livingston et al. (1991) reportaram que quanto maior a estatura dos indivíduos, menor a velocidade com que subiram a escada. Em termos antropométricos, as crianças analisadas neste estudo tem estatura menor do que os sujeitos dos estudos de Livingston et al. (1991) e de Protopapadaki et al. (2007). Por outro lado, independente da estatura, os adultos locomoveram-se mais rapidamente quanto menor a altura do

degrau (LIVINGSTON et al., 1991). Os degraus utilizados no presente estudo foram mais baixos do que os de Livingston et al. (1991) e similares aos utilizados para a subida por Protopapadaki et al. (2007).

Considerando os movimentos das articulações, foi possível observar uma similaridade entre crianças com síndrome de Down e crianças com desenvolvimento típico nas articulações do joelho e quadril durante as fases de apoio inicial e médio apoio. Na fase de balanço, as crianças apresentaram seus picos máximos de flexão para ambas as articulações, sendo que nas crianças com síndrome de Down, estes picos foram maiores.

Apesar de movimentos articulares menos amplos parecerem ser suficientes, as crianças com síndrome de Down demonstraram um padrão motor “exagerado” quando comparado ao padrão de crianças com desenvolvimento típico. Com esse entendimento, as evidências mostram que este comportamento é resultado da diminuição na capacidade de se adaptar às novas condições ambientais, por falta de informação proprioceptiva, ou simplesmente por precaução para evitar que o pé tocasse na superfície do degrau subsequente. Além da flexão do joelho, o quadril das crianças com SD também estava mais flexionado na fase de balanço. Nesse sentido, as evidências apresentadas são que as crianças com síndrome de Down não conseguiram controlar o movimento dessa articulação e então a flexionaram mais do que o necessário, ou pode ter sido uma estratégia adotada por esses indivíduos para compensar a diminuição da dorsiflexão do tornozelo apresentada na maior parte do ciclo, mas que na fase de balanço é imprescindível, já que é o momento no qual o membro inferior deve estar posicionado corretamente para se a preparação de um apoio preciso no degrau acima (ANDRIACCHI et al., 1980; DURWARD, 2001).

Ao se comparar os valores encontrados para as angulações das articulações de membro inferior das crianças com síndrome de Down e com desenvolvimento típico com outros estudos, deve-se ter cautela, já que embora Maraj e Domingue (1999) tenham encontrado que a altura dos degraus não determina a habilidade que os sujeitos têm para se locomover em escadas, diferenças nas dimensões de degraus podem influenciar nas amplitudes de movimento.

Além disso, na maioria dos estudos prévios, são descritos padrões de adultos, os quais não podem ser generalizados para a população infantil. Resultados semelhantes foram encontrados na angulação máxima de joelho nos estudos de Jevsevar et al. (1993) que apontaram 98,6° de flexão de joelho para *subir escadas* e Protopapadaki et al., que encontraram 93,9°. Na articulação do quadril, estes mesmos autores identificaram angulação máxima de 65° na subida, o que estaria abaixo do atingido pelas crianças com síndrome de Down e acima da angulação média máxima realizada pelas crianças com desenvolvimento típico.

Na análise da variação angular de tornozelo, as crianças com síndrome de Down apresentaram uma diminuição da dorsiflexão, desde o início do ciclo até o último toque do pé no último degrau. Esta diferença ocorreu em dois momentos, no início da fase de apoio e no terço final da fase de balanço. Os picos máximos encontrados para a dorsiflexão do tornozelo foram 8,3° nas crianças com síndrome de Down e 13,7° nas crianças com desenvolvimento típico.

Estudo de Andriacchi et al. (1980) descreveu a cinemática de subir e descer escada e verificaram que no plano sagital do tornozelo a amplitude foi de 39° na subida. Livingston et al. (1991) avaliaram um grupo de mulheres em escadas com diferentes dimensões e mostraram que, no plano sagital, a movimentação foi de 37 a 57° na

subida, dependendo das dimensões da escada. No estudo de Nahorniak et al. (1999), crianças foram avaliadas subindo uma escada de cinco degraus com e sem o uso de órteses de tornozelo (AFO's). Os dados referentes às repetições sem órteses mostraram amplitudes de 34,4 à 40,7°, diferente do que encontramos para as crianças neste estudo. O aumento na flexão plantar do tornozelo no final da fase de apoio das crianças com SD pode ter sido uma estratégia a fim de potencializar a capacidade de geração de força e propiciar um maior impulso (ANDRIACCHI, 1980). Alterações na movimentação do tornozelo são críticas, já que esta é uma articulação que tem função de controlar a progressão da marcha no plano. Os músculos ao redor dessa articulação fornecem potência para avançar e também restringir o movimento do corpo. Na subida de escadas o tornozelo não é uma fonte de potência para a progressão, mas é quem controla a posição do centro de gravidade, permitindo que o corpo vá para frente (MACFAYDEN & WINTER, 1988), impulsiona o quadril para cima e auxilia a rotação e inclinação da pelve.

Na análise da variabilidade das curvas de angulação apresentadas pelas crianças com síndrome de Down e crianças com desenvolvimento típico e tendo como referência os resultados do CV para as articulações do quadril, joelho e tornozelo apresentaram-se distintos entre os grupos, sendo que as crianças com síndrome de Down demonstraram maior variabilidade de quadril e joelho quando comparadas às crianças com desenvolvimento típico. Em estudos de marcha no plano, com análise bidimensional, são observados valores de CV inferiores aos encontrados neste estudo, tanto para o GSD quanto para o GDT e mesmo em crianças de faixa etária equivalente (WINTER, 1991). Este resultado pode ser atribuído a dois aspectos: primeiro que esta atividade é menos comum do que o andar no plano para a maioria das pessoas,

independentemente se apresentam deficiência ou não. Segundo, a escada pode ser considerada um obstáculo, isto é, um ambiente instável, o que provoca um desafio para quem se locomove nele.

Em resumo, foram encontradas diferenças no que se refere a variação angular entre crianças com síndrome de Down e crianças com desenvolvimento típico, principalmente nos picos máximos de flexão das articulações, apresentados na fase de balanço do ciclo do *subir escada*.

7.3 Análise das características cinéticas do *subir escada* em crianças com síndrome de Down e desenvolvimento típico

A força de reação do solo é considerada a força mais comum que age sobre o corpo (WINTER, 1991). Quando comparamos os valores de FRS vertical encontrados neste estudo com os valores encontrados na literatura para o andar, pode-se observar que os níveis de FRS na subida em escada são próximos aos níveis relatados para o andar, de aproximadamente 1,0 a 1,5 PC. No entanto, com relação a sobrecarga, é importante ressaltar que apesar de apresentarem níveis de FRS semelhantes, não significa que as sobrecargas destas duas atividades também sejam semelhantes. Por exemplo, no instante de apoio do pé para a subida a configuração geométrica do corpo (joelho flexionado quase a 90 graus e tronco na posição vertical) faz com que o momento externo de flexão do joelho seja muito maior que na fase de apoio do andar. Além disso, o centro de gravidade do corpo na fase de subida está muito mais distante

do que na fase de apoio do andar, o que poderia provocar uma sobrecarga maior para o caso da escada.

A cada contato do pé com o solo, uma onda de impacto é gerada e ela se propaga desde o pé até o crânio. O impacto ocorre em um intervalo de 10 a 50 ms, sendo evidente nos registros da plataforma de força. Estas ondas de choque têm sido associadas a lesões e efeitos potencialmente negativos. Assim, aponta-se que o efeito cumulativo da carga dinâmica possa causar desgastes e lacerações de tecidos articulares (VOLOSHIN, 2004). Os resultados referentes aos valores de impulso de impacto passivo, isto é, o maior impulso nos primeiros 50 ms do contato com o solo nas crianças com síndrome de Down (0,53 e 0,18 N.s) demonstram uma maior susceptibilidade a danos articulares nestas crianças. Este é um achado preocupante, já que esta variável pode ser explicada pela alteração do controle protetor do sistema locomotor das crianças com SD na fase inicial do apoio. A etiologia dessa força de impacto ainda não foi completamente esclarecida, mas foi levantada a hipótese da relação existente entre a ausência de ativação do quadríceps e a presença desta força (VERDINI et al., 2006). A duração da ativação dos músculos flexores de joelho é pequena quando comparada à ativação dos músculos extensores nesta fase (TOWNSEND et al., 1978). Sabendo-se que indivíduos com síndrome de Down apresentam dificuldade em gerar força, esta pode ser uma explicação para o aumento nos valores de impacto quando comparados aos das crianças com desenvolvimento típico.

A curva da FRS vertical apresenta um primeiro pico de força máxima referente ao toque do pé no solo, correspondente ao primeiro terço da fase de apoio; também denominado de pico passivo, surgindo num tempo muito curto a partir do início da fase

de apoio de maneira a impedir que forças musculares voluntárias sejam envolvidas na resposta. Não houveram diferenças estatisticamente significativas para a magnitude deste pico entre as crianças com síndrome de Down e com desenvolvimento típico.

A primeira taxa de crescimento (TC1), que é representada pela razão entre a magnitude deste primeiro pico e o tempo desde o início do apoio até o valor máximo, assim como o impulso nos primeiros 50ms, utilizada para quantificar possíveis características relacionadas à força aplicada no aparelho locomotor no instante de maior impacto durante a marcha, o que demonstra ser um parâmetro interessante para diagnosticar sobrecargas e, conseqüentemente, a inabilidade na proteção corporal. Como as crianças com síndrome de Down apresentaram maior tempo desde o primeiro contato do pé com o solo até o primeiro pico de força, a primeira taxa de crescimento conseqüentemente foi menor, o que parece ser um fator positivo caso leve-se em consideração o impacto no aparelho locomotor, já que quanto menor o tempo até se atingir a descarga máxima de peso, maior é o tempo para o sistema muscular entrar em ação e proteger as articulações.

A curva de FRS apresenta ainda um segundo pico referente à propulsão do antepé à frente, correspondente ao terço final da fase de apoio; também denominado de pico ativo uma vez que já envolve a participação de ações musculares voluntárias (SACCO, 2001). Este segundo pico, em geral, é maior do que o peso corporal, isto é, 120% do PC aproximadamente. A força realizada neste momento de propulsão foi menor, com significância estatística, nas crianças com síndrome de Down quando comparadas às crianças com desenvolvimento típico, sendo que a média de Fz2 para as crianças com síndrome de Down ($0,99 \pm 0,13$ PC) não chega a ser maior do que o peso corporal (1PC).

As crianças com síndrome e Down apresentaram, de forma geral, características da curva da força de reação ao solo relativamente distintas às encontradas nas crianças com desenvolvimento típico e às descritas na literatura (STANSFIELD et al., 2001). Embora não tenha havido diferença estatisticamente significativa na força mínima da curva da FRS vertical, a maioria das crianças com síndrome de Down não apresentaram um vale bem definido entre os dois picos de força, mas “irregularidades” no sinal, que podem representar uma distribuição anormal da força na planta do pé, e assim dificultar o deslocamento do centro de massa para frente e conseqüentemente, gerando uma força ineficiente para impulsão, representada pelo segundo pico de força da FRS. Whittle (1999) em um estudo de revisão a respeito da geração e atenuação de forças impulsivas “passageiras” sob os pés, descreve que o aparecimento destas forças são provavelmente causadas por pé plano.

Em resumo, foi encontrado aumento da força de impacto para as crianças com síndrome de Down, no início da fase de apoio do *subir escada* e menor magnitude de força na fase de propulsão do *subir escada*, representado pelo segundo pico da curva da força de reação do solo.

7.4 Relação das variáveis cinemáticas e cinéticas e as variáveis referentes ao controle postural do *subir escada* em crianças com síndrome de Down e desenvolvimento típico

O termo controle postural refere-se ao controle da posição do corpo no espaço com a finalidade de buscar orientação e estabilidade (SHUMWAY-COOK;

WOOLLACOTT, 2003), tanto para manter-se em uma posição desejada, quanto para se mover de forma controlada. Os resultados deste estudo, como demonstrado na Tabela 6, mostram que crianças com síndrome de Down apresentam maior déficit neste controle, já que oscilam com amplitudes e velocidades maiores que seus pares sem a síndrome, corroborando com estudos prévios (VIEREGGE et al., 1996; VUILLERME et al., 2001; GOMES; BARELA, 2007).

Ao se relacionar estatisticamente estas variáveis referentes ao controle postural com as variáveis cinéticas e cinemáticas da tarefa de *subir escada*, alguns resultados interessantes foram encontrados. O primeiro se refere ao fato das amplitudes e velocidades de oscilação ântero-posterior e médio-lateral apresentarem relação direta com o tempo de duplo apoio inicial e relação inversa entre as velocidade e o tempo de apoio simples para as crianças com síndrome de Down, o que permite afirmar que, assim como na marcha no plano, características mais conservadoras, como um maior tempo de apoio duplo e menor tempo de apoio simples estão relacionados a um déficit de equilíbrio nas crianças com síndrome de Down (SACKS & BUCKLEY, 2003). De acordo com Powers et al. (1997), a diminuição do tempo de suporte simples é um indicativo de instabilidade e dificuldade no controle do equilíbrio. Relação positiva também foi encontrada entre o tempo para se atingir o primeiro pico de força de reação do solo (TFz1), as amplitudes e área de oscilação. Este espaço temporal corresponde ao início da fase de apoio, assim como o tempo de duplo apoio inicial, ficando a evidência de que quanto maior o déficit no sistema de controle postural, maior será o tempo de apoio duplo e o tempo para se atingir o primeiro pico de força.

Outro resultado advindo da correlação entre as variáveis foi a relação inversa entre a magnitude de força do segundo pico (Fz2) e as amplitudes de oscilação ântero-

posterior e médio-lateral e entre os picos máximo e mínimo da articulação do tornozelo. Assim, o movimento do tornozelo pode ter influenciado na dificuldade em descarregar o peso no pé corretamente e conseqüentemente levando à dificuldade na progressão. Este achado pôde ser visualizado na baixa magnitude do segundo pico de força.

Esta diminuição da amplitude de movimentação do tornozelo, principalmente devido a diminuição da dorsiflexão, parece estar influenciando no comportamento da força de reação vertical do solo, mais especificamente na geração do segundo pico de força, considerado como pico ativo e referente à impulsão para o próximo degrau (BARELA; DUARTE, 2006). Ainda em relação à diminuição da dorsiflexão na fase de apoio, estas diferenças podem ser atribuídas à estratégia adotada pelas crianças com síndrome de Down para manter maior contato com a superfície de apoio. Um contato maior com a superfície pode proporcionar mais estabilidade e garantir melhor equilíbrio durante a realização da tarefa de *subir escada*.

8 CONCLUSÃO

Ao término deste estudo, cujo objetivo foi analisar as características cinemáticas e cinéticas do *subir escada* de crianças com síndrome de Down e compará-las com crianças com desenvolvimento típico; e baseado nos resultados e discussão realizada, neste momento procura-se responder aos objetivos propostos no início da pesquisa.

Com relação às características cinemáticas temporais do *subir escada*, as principais diferenças apresentadas entre as crianças com síndrome de Down e as crianças com desenvolvimento típico foram no maior tempo relativo despendido na fase de duplo apoio inicial e menor tempo de apoio simples apresentados pelas crianças com síndrome de Down, caracterizando um padrão em busca de maior estabilidade.

Os parâmetros espaciais angulares analisados, apresentaram diminuição na dorsiflexão do tornozelo nas crianças com síndrome de Down durante o *subir escada*, o que pode explicar o conseqüente aumento dos picos de flexão de quadril e joelho, como sendo uma compensação para facilitar o posicionamento do pé no degrau. Esta flexão excessiva, de joelho e quadril pode ter sido ocasionada por falha na percepção do ambiente. Hipotetiza-se que, quando há diminuição na dorsiflexão do tornozelo, ocorre um reduzido rolamento de calcanhar e conseqüente dificuldade de propulsão, que pôde ser observado na diminuição do segundo pico da força de reação do solo.

Em consideração à força de reação do solo, as crianças com síndrome de Down apresentaram um maior impulso de impacto no início do contato do pé com o solo

(degrau). Esta força pode afetar negativamente o sistema musculoesquelético, já que evidencia um déficit no controle protetor do sistema locomotor.

Quanto aos parâmetros do controle postural estático analisados, foi observado um maior comprometimento nas crianças com síndrome de Down quando comparadas às crianças com desenvolvimento típico, que apresentaram aumento significativo nas oscilações do centro de pressão, bem como de suas velocidades e, ao se estabelecer correlações entre as características do controle postural e características cinemáticas e cinéticas do *subir escada*, as evidências encontradas mostraram que o controle postural apresenta correlação direta e significativa com o tempo de duplo apoio e tempo total da fase de apoio, bem como relação inversa significativa com o tempo de apoio simples e fase de balanço. Deste mesmo modo, o controle postural se correlacionou negativa e significativamente com a força na segunda metade da fase de apoio, considerada a fase de propulsão para o próximo degrau na locomoção na escada e ao pico de dorsiflexão do tornozelo.

As evidências mostraram que as diferenças apresentadas no *subir escada* entre as crianças com desenvolvimento típico e crianças com síndrome de Down são responsáveis pela dificuldade relatada por pais e profissionais que estão envolvidos com estas crianças na realização da tarefa motora de *subir escada*. Quando se leva em consideração que as crianças com síndrome de Down apresentam um padrão mais “estável” de *subir escada*, bem como movimentos acima ou abaixo do esperado, parece ser ainda mais difícil realizar a tarefa em outros locais, como edifícios e escolas, que possuem escadas com número maior de degraus do que a utilizada neste estudo.

O *subir escada* pode e deve ser utilizado como um meio de habilitação funcional, no entanto, os fatores que levam às adaptações observadas nas crianças com

síndrome de Down devem ser investigados, como déficits no controle postural, na força e na potência muscular, para uma abordagem mais eficaz e com condições de oferecer melhorias na realização desta tarefa.

A partir das conclusões desta investigação sugere-se outros estudos e aponta-se algumas limitações:

Com relação ao ambiente experimental, pode-se concluir que, por mais que as crianças tenham passado por um processo de adaptação ao ambiente e aos pesquisadores, certamente não estavam em seus ambientes rotineiros. Isso pode levar a características de locomoção diferenciadas do convencional. Para controle deste erro, em todas as coletas foi sugerido que os pais permanecessem no local do experimento e feitas atividades lúdicas antes e durante a coleta, como pedir para que a criança buscasse um brinquedo que se encontrava no alto da escada. Uma possível solução para melhorar a familiarização seria a realização de um re-teste após alguns dias. No entanto, esta opção tornou-se inviável devido aos pais terem dificuldade para levar as crianças para outra coleta.

Um dos fatores limitadores deste estudo está associado à complexidade em estudar a biomecânica de atividades funcionais. Primeiro, o número reduzido de sujeitos na amostra limita a generalização dos resultados para a população de crianças com síndrome de Down de 6 a 10 anos. Esta é frequentemente uma limitação de estudos em biomecânica que envolvem análises cinéticas e cinemáticas de várias articulações, pelo fato de os dados armazenados serem consideravelmente grandes e demorados. Conseqüentemente acredita-se que estudos futuros são necessários para

confirmar as diferenças cinéticas e cinemáticas do *subir escada* encontradas entre crianças com síndrome de Down e crianças com desenvolvimento típico.

REFERÊNCIAS

AMADIO AC, DUARTE M. *Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento*. São Paulo: Laboratório de Biomecânica/ EEFUSP. 1996.

ANDRIACCHI TP et al. A study of lower limb mechanics during stair climbing. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1980; 62-A, 749-757.

ANDRIACCHI TP, ALEXANDER EJ. Studies of human locomotion: past, present and future. *Journal of Biomechanics*. 2000; 33(10), 1217-1224.

ARAÚJO A et al. Análise da marcha em crianças portadoras de síndrome de Down e crianças normais com idade de 2 a 5 anos. *Fisioterapia em Movimento*. 2007; 20(3), 79-85.

BAMHART RC, CONNOLLY B. Aging and Down Syndrome: implications for physical therapy. *Physical Therapy*. 2007; 87(10): 1399-1406.

BANGAARDT R. *How Bernstein Conquered Movements*. In: LATASH ML, ZATSIORSKY VM. *Classics in Movement Science*. Champaign: Human Kinetics, 2001. p. 59-84. Disponível em: http://books.google.com.br/books?hl=pt-BR&lr=&id=IX6sJHqQbgUC&oi=fnd&pg=PA59&dq=gait+coordination+autor:bernstein&ots=TuqmDIMoBV&sig=rd5iBoir6Oshw_P_CENF4jLdMEw#v=snippet&q=motor%20coordination&f=false

BARRELA AMF. Análise biomecânica do andar de adultos e idosos nos ambientes aquático e terrestre [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Escola de Educação Física e Esporte; 2005.

BARRELA AMF, DUARTE M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo. 2006.

BARROS, RML et al. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise cinemática tridimensional de movimentos humanos. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*. 1999; 15 (1-2), 79-86,

BERGER SE et al. How and when infants learn to climb stairs. *Infant Behavior & Development*. 2007; 30, 36-49.

BLOCK, M. E. Motor Development in children with down syndrome: a review of the literature. *Adapted Physical Activity Quarterly*, Champaign. 1991; 8, 179-209.

BORGES-OSÓRIO MR. *Genética humana*. Porto Alegre: Artes Médicas, 1993.

BRANDT BR, ROSEN I. Impaired peripheral somatosensory function in children with Down Syndrome. *Neuropediatrics*. 1995; 26, 310-312.

BRUNONI D. *Aspectos epidemiológicos e genéticos*. In: SCHWARTZMAN JS et al. síndrome de Down. São Paulo: Memnon edições científicas, 1999, 32-42.

BURACK JA, HODAPP RM E ZIGLER E. Handbook of mental retardation and development. New York: Cambridge University Press, 1998.

CAPPOZZO A. *The Mechanics of Human Walking*. In: PATLA AE. Adaptability of Human Gait – Implications for the control of locomotion. Amsterdam: North-Holland, 1991, 167-186. Disponível em: http://books.google.com.br/books?id=qMkvbueGeRrC&printsec=frontcover&dq=Adaptability+of+human+gait:+implications+for+the+control+of+locomotion&source=bl&ots=bl7fCkd735&sig=6QMQt9RzFEuVQU7Vji1_T_upSE&hl=pt-BR&ei=FG6fS_73LcSyuAfBoOXDDQ&sa=X&oi=book_result&ct=result&resnum=1&ved=0CA4Q6AEwAA#v=snippet&q=locomotion&f=false

CESARI P et al. A common perceptual parameter for stair climbing for children, young and old adults. *Human movement science*. 2003; 22, 111-124.

DELLA DÉA VHS, DUARTE E. *Síndrome de Down: Informações, caminhos e histórias de amor*. São Paulo: Editora Phorte, 2009.

DESAI, S. S. Down Syndrome – A review of literature. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. v. 84, p. 279-285, 1997).

DURWARD BR, BAER GD, ROWE PJ. *Movimento Funcional Humano*. São Paulo: Manole, 2001.

GABBARD C. A developmental systems approach to the study of motor development. In: PELLIGRINO LT. *Handbook of Motor Skills*. Hauppauge NY: Nova Science Publishers, 2009.

GALLAHUE DL, OZMUN JC. *Compreendendo o Desenvolvimento Motor*. Bebês, crianças, adolescentes e adultos. 3 ed. São Paulo: Phorte Editora, 2005.

GALLI M, RIDOLGI C, MAINARDI L et al. Postural control in patients with Down Syndrome. *Disability and Rehabilitation*. 2008; 30(17): 1274-1278.

GOMES MM, BARELA JA. Postural control in down syndrome: the use of somatosensory and visual information to attenuate body sway. *Motor Control*. 2007; 11, 224-234.

HALEY SM. Postural reactions in infants with Down Syndrome. *Physical Therapy*. 1986; 66(1), 17-22.

HARRIS DE. A review of joint pathologies in individuals with Down's Syndrome: implications for the practitioner. *Clinical Kinesiology*. 1992; Winter, 10-13.

HARTWAY, S. A parent's guide to the genetics of Down Syndrome. *Advances in Neonatal Care*. 2009; 9 (1), 27-30.

HAYWOOD KM, GETCHELL N. *Desenvolvimento Motor ao Longo da Vida*. 3 ed. Porto Alegre: Artmed Editora, 2004.

IRVING C et al. Twenty-year trends in prevalence and survival of Down Syndrome. *European Journal of Human Genetics*, v. 16, p. 1336-1340, 2008.

JEVSEVAR et al. Knee kinematics and kinetics during locomotor activities of daily living in subjects with knee arthroplasty and in healthy control subjects. *Physical Therapy*. 1993; 73(4), 229-239.

JONHSON CP, BLASCO PA. Infant growth and development. *Pediatrics in review*. 1997; 18(7), 224-242.

KESSLING A, SAWTELL M. The genetics of Down's Syndrome. <http://www.intellectualdisability.info/diagnosis/the-genetics-of-downs-syndrome>. Publicado em 2002, acessado em 12 de dezembro de 2009.

KIM BS et al. Gait Characteristics in Down's Syndrome. *Gait & Posture*. 1995; 3(2), 84.

KONCZAK J, MEEUWSEN H J, CRESS M E. Changing affordances in stair climbing: The perception of maximum climbability in young and older adults. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*. 1992; 3, 691-697.

KUBO M, ULRICH BD. Early stage of walking: development of control in mediolateral and anteroposterior directions. *Journal of Motor Behavior*. 2006; 38(3), 229-237.

LAFFERTY ME, HONS BA. A stair-walking intervention strategy for children with Down's Syndrome. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2005; 9(1), 65-74.

LEE HJ, CHOU LS. Balance control during stair negotiation in older adults. *Journal of Biomechanics*. 2007; 40, 2530-2536.

LIVINGSTON, LA, STEVENSON JM, OLNEY SJ, Stair climbing kinematics on stairs of differing dimensions. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 1991; 72, 398–402.

LOOPER J, WU J, ANGULO BARROSO R et al. Changes in step variability of new walkers with typical development and with Down Syndrome. *Journal of Motor Behavior*. 2006; 38(5), 367-372.

MACFADYEN BJ, WINTER DA. Na integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *Journal of Biomechanics*. 1988; 21(9), 733-744.

MARAJ BK, DOMINGUE JA. Standing distance in climbability of stairs. *Perceptual Motor Skills*. 1999; 88(2):682-684.

MAZZONE L, MUGNO D, MAZZONE D. The general movements in children with Down syndrome. *Early Human Development*. 2004; 79, 119-130.

McCASKILL CL, WELLMAN BL. A study of common motor achievements at the preschool ages. *Child Development*. 1938; 9, 141-150.

MIAN OS et al. Centre of mass during stair negotiation in younger and older men. *Gait & Posture*. 2007; 26, 463-469.

MUSTACCHI Z, ROZONE G. Síndrome de *Down*: aspectos clínicos e odontológicos. Sao Paulo: Ed. CID, 1990.

NADEAU S et al. Frontal and sagittal plane analysis of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: what are the challenges compared to level walking? *Clinical Biomechanics*. 2003; 18, 950-959.

NAHORNIAK MT et al. Kinematic compensations as children reciprocally ascend and descend stairs with unilateral and bilateral solid AFOs. *Gait and Posture*. 1999; 9, 199–206.

NATIONAL DOWN SYNDROME SOCIETY. What causes Down Syndrome? http://www.ndss.org/index.php?option=com_content&view=article&id=60:what-causes-ds&catid=35:about-down-syndrome&Itemid=77 Publicado em 2006, acessado em 14 de dezembro de 2009.

PALISANO RJ, WALTER SD, RUSSELL DJ et al. Gross motor function of children with down syndrome: creation of motor growth curves. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2001; 82, 494-500.

PEREIRA K. Perfil do desenvolvimento motor de lactentes com síndrome de Down dos 3 aos 12 meses de idade [tese]. São Carlos: Universidade Federal de São Carlos, 2008.

PERRY J. *Análise de Marcha*: Marcha normal. São Paulo: Manole, 2005.

PIMENTEL LM. Estima-se que haja oitenta mil brasileiros com Down [Internet]. <http://www.terra.com.br/saude/vidasaudavel>. Acessado em 14 de dezembro de 2009.

POWERS, CM et al. Stair ambulation in persons with transtibial amputation – An analysis of the Seattle LightFoot™. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 1997; 32: 9-18.

PROTOPAPADAKI, A et al. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clinical Biomechanics*. 2007; 22, 203-210.

RICHARD MD, VEATCH S. Comparison of impact forces in high and low aerobic dance movements. *International Journal of Sport Biomechanics*. 1990; 6, 67-77.

RIENER et al. Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait & Posture*. 2002; 15, 32-44.

ROISEN, NJ. Down Syndrome: progress in research. *Mental retardation and Developmental Disabilities Research Reviews*. 2001; 7: 38-44.

ROSE J, GAMBLE JG. *Marcha Humana*. São Paulo: Premier, 1998.

ROWE PJ et al. Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: how much knee motion is sufficient for normal daily life? *Gait & Posture*. 2000; 12, 143-155.

SACCO ICN. Análise do andar normal e aplicações clínicas. *Apostila didática/Biomecânica da marcha humana*. 2001.

SACKS B, BUCKLEY S. What do we know about the movement abilities of children with Down Syndrome? *Down Syndrome news and update*. 2003; 2(4), 131-141.

SCHMALZ T et al. Biomechanical analysis of stair ambulation in lower limb amputees. *Gait & Posture*. 2007; 25, 267-278.

SCHWARTZMAN JS et al. *Síndrome de Down*. São Paulo: Memnon edições científicas, 1999.

SELBY-SILVERSTEIN L.; HILLSTROM, H J.; PALISANO R J. The effect of foot orthoses on standing foot posture and gait of young children with Down Syndrome. *Neurorehabilitation*, v. 16, 2001.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. Dynamics of postural control in the child with Down Syndrome. *Physical Therapy*. 1985, v. 65, n. 9, p. 1315-1322.

SHUMWAY-COOK A, WOOLLACOTT MH. *Controle Motor: teoria e aplicações práticas*. São Paulo: Manole. 2 ed., 2003.

SLENTZ K, KROGH S. Early childhood development and its variations. Lawrence Erlbaum Associates: Florence, 2001.

SMITH BA, ULRICH BD. Early-onset of stabilizing strategies for gait and obstacles: older adults with Down Syndrome. *Gait & Posture*. 2008; 28(3), 448-455.

SPARROW WA, SHINKFIELD A J, SUMMERS JJ. Gait characteristics in individuals with mental retardation: unobstructed level-walking, negotiation obstacles, and stair climbing. *Human Movement Science*. 1998; 17, 167-187.

STACOFF A et al. Ground reaction forces on stair. Part II: Knee implant patients versus normals. *Gait & Posture*. 2007; 26, 48-58.

STANSFIELD BW et al. Normalized speed, not age, characterizes ground reaction force patterns in 5 to 12 year-old children walking at self-selected speeds. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2001; 21: 395-402.

STARTZELL JK. Stair negotiation in older people: a review. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2000; 48, 567-580.

THELEN E, SMITH LB. *A Dynamic Systems Approach to the Development of Cognition and Action*. Cambridge, MA: Bradford Books/MIT Press, 1994.

- TOWNSEND M et al. Variability and biomechanics of synergistic patterns of some lower limb muscles during ascending and descending stairs and level walking. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1978; 16, 681-688.
- ULRICH DA, ULRICH BD, ÂNGULO-KINZLER et al. Treadmill training of infants with Down Syndrome: evidence-based developmental outcomes. *Pediatrics*. 2001; 108(5), E84.
- VANICEK N et al. Biomechanical analysis of stair-climbing in transtibial amputees. *Journal of Biomechanics*. 2007; 40, 2, S501.
- VERDINI F et al. Identification and characterization of heel strike transient. *Gait and Posture*. 2006; 24, 77-84.
- VICARI S. Motor development and neuropsychological patterns in persons with Down Syndrome. *Behavior Genetics*. 2006; 36(3), 355-364.
- VIEL E. *A corrida e o salto: biomecânica, investigações, normas e disfunções*. São Paulo: Manole, 2001.
- VIEREGGE P, SCHULZE-RAVA H, WESSEL K. Quantification of postural sway in adult Down's syndrome. *Developmental Brain Dysfunction*. 1996; 9, 211-214.
- VIRJI-BABUL N et al. Perceptual-motor deficits in children with Down Syndrome: Implications for intervention. *Down Syndrome Research and Practice*. 2006; 10(2), 74-82.
- VOIVODIC MAMA. *Inclusão Escolar de Crianças com síndrome de Down*. São Paulo: Editora Vozes, 2004.
- VOLOSHIN AS. Propagação do impacto e seus efeitos sobre o corpo humano, 27, 452-459. In: ZATSIORSKY VM. *Biomecânica no esporte: performance do desempenho e prevenção de lesão*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004.
- VUILLERME N, MARIN L, DEBÚ B. Assessment of static postural control in teenagers with Down syndrome. *Adapted Physical Activity Quarterly*. 2001; 18, 417-433.
- WARREN WH. Perceiving affordances: Visual guidance of stair climbing. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*. 1984; 10,683-703.
- WHITTLE MW. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait and posture*. 1999, 10, 264-275.

WILLIAMS K, WILLIAMS L, SCOTT-STROHMEYER H. Stair climbing in young boys: a longitudinal study. *Pediatric Exercise Science*. 1994; 6, 246–256.

WINTER DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 2 ed. New York: John Wiley & Sons Inc, 1990.

ZACHAZEWSKI JE, RILEY P, DREBS DE. Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subjects. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 1993; 30(4), 412-422.

ANEXOS



ANEXO A: Parecer do Comitê de Ética



Universidade Estadual de Maringá


Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação

Comitê Permanente de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos

Registrado na CONEP em 10/02/1998

CAAE N°. 0077.0.093.000-10

PARECER N°. 206/2010

Pesquisador (a) Responsável: José Luiz Lopes Vieira	
Centro/Departamento: CCS/ Departamento de Educação Física	
Título do projeto: Análise cinética e cinemática do subir e descer escada de crianças com Síndrome de Down.	
<p>Considerações:</p> <p>Este projeto tem como objetivo “avaliar as características cinemáticas e cinéticas do subir e descer escada de crianças com Síndrome de Down e de crianças com desenvolvimento típico”. Os sujeitos serão 30 crianças com idade entre 45 e 120 meses, sendo um grupo Síndrome de Down (GSD), com crianças matriculadas na Escola de Educação Especial de Maringá (APAE) e um grupo Desenvolvimento Típico (GDT), com crianças matriculadas no CAP (Colégio de Aplicação Pedagógica) da UEM.</p> <p>As crianças do GSD serão avaliadas no Laboratório de Análise do Desenvolvimento Motor do Departamento de Educação Física da UEM e as crianças do GDT serão avaliadas em um ambiente montado em uma sala do Colégio de Aplicação Pedagógica. Será utilizada uma escada de quatro degraus com corrimão, equipada com uma plataforma de força. Três câmeras digitais farão o registro dos movimentos. As crianças estarão descalças e vestindo roupas de banho e terão marcadores adesivos fixados nas pernas. Os movimentos serão de descida e subida, sendo quatro tentativas para cada criança. Serão avaliadas as variáveis espaço-temporais, espaciais angulares, cinéticas e padrões motores, as quais serão tratadas estatisticamente.</p> <p>Em reunião deste Comitê, em 23 de abril, o projeto restou pendente para que fosse anexado novo modelo de TCLE, redigido com linguagem acessível, em forma de convite aos responsáveis pelos sujeitos da pesquisa, descrevendo todas as atividades que serão desenvolvidas com os sujeitos e constando a declaração do pesquisador e o contato com o COPEP.</p> <p>Em 11/05/2010 o pesquisador anexou novo documento atendendo em parte ao solicitado, pois o modelo apresentado somente esclarece que o sujeito da pesquisa é o menor de idade no terceiro parágrafo. Seria mais adequada a redação “Gostaríamos de convidar seu filho a participar” e “Para isto a participação do seu filho é muito importante”.</p> <p>As folhas do documento devem ser numeradas progressivamente (1 de 3; 2 de 3; 3 de 3) para que seja garantido ao responsável o acesso ao conteúdo integral do documento para então assina-lo.</p> <p>Parecer:</p> <p>Somos de parecer pela aprovação do projeto de pesquisa sugerindo as alterações de redação conforme expostas acima.</p>	
Situação: APROVADO	
CONEP: (X) para registro () para análise e parecer Data: 21/5/2010.	
O pesquisador deverá apresentar Relatório Final para este Comitê em: 30/10/2010.	
<p>O protocolo foi apreciado de acordo com a Resolução n°. 196/96 e complementares do CNS/MS, na 195ª reunião do COPEP em 21/5/2010.</p>	 PROFª.DRª. Ieda Harumi Higarashi Presidente do COPEP

APÊNDICE



APENDICE A: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Gostaríamos de convidar seu filho a participar da pesquisa intitulada **Análise cinética e cinemática do subir e descer escada de crianças com síndrome de Down**, que faz parte do curso de Pós-Graduação em Educação Física (Mestrado) e é orientada pelo Prof. Dr. **José Luiz Lopes Vieira**, da Universidade Estadual de Maringá (UEM). O **objetivo** da pesquisa é avaliar crianças com síndrome de Down e crianças com desenvolvimento típico (normal) subindo e descendo escadas.

Para isto a participação de seu filho é muito importante, e ela se daria da seguinte forma: será necessária uma visita ao LABICOM onde seu (sua) filho (a) terá marcadores adesivos de material hipoalergênico aderidos em alguns pontos do corpo e será filmado (a) subindo e descendo uma escada de quatro degraus com corrimões.

Seu (sua) filho (a) corre risco mínimo decorrente da participação desta pesquisa, mas mesmo assim, durante todo o experimento uma pessoa permanecerá próxima a ele (ela) para eventual auxílio. Além disso, para garantir ainda mais a segurança de seu (sua) filho (a) a escada terá corrimão.

Gostaríamos de esclarecer que sua participação é totalmente voluntária, podendo você: recusar-se a participar, ou mesmo desistir a qualquer momento sem que isto acarrete qualquer ônus ou prejuízo a você e ao seu (sua) filho (a).

Informamos ainda que as informações serão utilizadas somente para os fins desta pesquisa, e serão tratadas com o mais absoluto sigilo e confidencialidade, de modo a preservar a identidade de seu (sua) filho (a). Ao fim da pesquisa os vídeos digitalizados serão excluídos do computador e as fitas destruídas.

O desenvolvimento desta pesquisa e a participação de seu (sua) filho (a) não lhes proporcionarão benefício direto. No entanto, este estudo poderá trazer informações importantes sobre a subida e descida de escadas em crianças com síndrome de Down e com desenvolvimento típico. Gostaríamos de informar ainda que, se assim você desejar, o responsável pela pesquisa irá fornecer os resultados da participação de seu (sua) filho (a) em outra oportunidade.

Outra informação importante é que você não terá nenhuma despesa para participar desta pesquisa, bem como não receberá pela participação de seu (sua) filho (a).

Caso você tenha mais dúvidas ou necessite de maiores esclarecimentos, pode nos contatar nos endereços abaixo ou procurar o Comitê de Ética em Pesquisa da UEM, cujo endereço consta deste documento. Este termo deverá ser preenchido em duas vias de igual teor, sendo uma delas, devidamente preenchida e assinada entregue a você.

Eu,..... declaro que fui devidamente esclarecido e concordo VOLUNTARIAMENTE com a participação de meu (minha) filho (a)..... na pesquisa coordenada pelo Prof. Dr. José Luiz Lopes Vieira.

_____ Data:.....
Assinatura ou impressão datiloscópica

Eu,.....(nome do pesquisador ou do membro da equipe que aplicou o TCLE), declaro que forneci todas as informações referentes ao projeto de pesquisa supra-nominado.

_____ Data:.....
Assinatura do pesquisador

Qualquer dúvida com relação à pesquisa poderá ser esclarecida com os pesquisadores, conforme os endereços abaixo:

Prof. Dr. José Luiz Lopes Vieira (pesquisador responsável)

LABICOM - Depto. Educação Física – UEM

Av. Colombo, 5790. Campus Sede da UEM

CEP: 87020-900. Maringá-Pr. Tel: (44) 3011-4470

E-mail: jllvieira@uem.br

Larissa Daniele Rubira Strioto

LABICOM - Depto. Educação Física – UEM

Av. Colombo, 5790. Campus Sede da UEM

CEP: 87020-900. Maringá-Pr. Tel: (44) 3011-4470

E-mail: larissastrioto@gmail.com

Qualquer dúvida com relação aos aspectos éticos da pesquisa poderá ser esclarecida com o Comitê Permanente de Ética em Pesquisa (COPEP) envolvendo Seres Humanos da UEM, no endereço abaixo:

COPEP/UEM

Universidade Estadual de Maringá.

Av. Colombo, 5790. Campus Sede da UEM.

Bloco da Biblioteca Central (BCE) da UEM.

CEP 87020-900. Maringá-Pr. Tel: (44) 30111-4444

E-mail: copep@uem.br