

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

EFEITOS DA INCLINAÇÃO DA ESTEIRA NA MARCHA DE CRIANÇAS COM
SÍNDROME DE DOWN

Thayse de Lucena e Moura

Natal

2009

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

EFEITOS DA INCLINAÇÃO DA ESTEIRA NA MARCHA DE CRIANÇAS COM
SÍNDROME DE DOWN

Thayse de Lucena e Moura

Dissertação apresentada à Universidade Federal do Rio Grande do Norte, como requisito para obtenção do título de Mestre em Fisioterapia pelo Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia.

Orientadora: Profa. Dra. Ana Raquel Rodrigues Lindquist

Natal

2009

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

Coordenador do Curso de Pós-Graduação: Prof. Dr. Ricardo Oliveira Guerra

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

EFEITOS DA INCLINAÇÃO DA ESTEIRA NA MARCHA DE CRIANÇAS COM
SÍNDROME DE DOWN

Banca Examinadora:

1. Profa Dr^a. Ana Raquel Rodrigues Lindquist - Presidente - UFRN
2. Profa Dr^a. Jaqueline Fernandes Pontes – Membro Interno - UFRN
3. Profa Dr^a. Raquel de Paula Carvalho – Membro Externo – UNIFESP

Aprovada em ___/___/___

Dedicatória

Dedico esta dissertação aos meus exemplos de vida, Hildebrando e Cristina, que sempre me estimularam a dar este grande passo. Estas duas pessoas com muita sabedoria, discernimento, bom senso e dedicação estiveram ao meu lado me encorajando nas horas difíceis e me aplaudindo nos momentos de glória. Obrigada por serem meus pais, fonte de inspiração, apoio e ensino diário.

Agradecimentos

Todos os que realizam um trabalho de pesquisa sabem que não o fazem sozinhos, embora seja solitário o ato da leitura e o do escrever. Assim, durante a realização deste trabalho, vários anjos estiveram em meu caminho para que eu pudesse concretizar este sonho e por isso, desejo agradecer:

A Deus, pelo do da vida, renovado a cada provação que se apresenta e nos sonhos que se concretizam, como este que agora se torna realidade, e a Nossa senhora, minha mãe, por me ouvir, falar ao meu coração e ser minha intercessora junto ao pai.

Aos meus queridos pais pelas orações, pelo conselho, empenho, estímulo, força para realizar este trabalho e o grande amor dado a mim em todos os momentos de minha vida. Vocês são fundamentais e, certamente eu não teria chegado até aqui se não os tivesse do meu lado. Obrigado por depositarem em mim a confiança para todas as horas.

Ao meu irmão que do seu jeitinho a cada dia me mostra o quanto é meu companheiro.

Ao meu noivo, Neto, por entender a distância, as ausências, as preocupações, os momentos de estresse. Por vibrar com cada coleta e com cada passo para que esse trabalho pudesse se concretizar. Por sempre me estimular, acreditar em mim e por se tornar um pouco fisioterapeuta, para poder me auxiliar e socorrer em vários momentos da execução da dissertação. Definitivamente, eu não teria conseguido sem ter você!!!

A tia Lourdes e Ju, por terem me acolhido, me dado um lar e me apoiado durante o período em Natal. A tia Socorro e Dani pelas orações e a Tia Edneuzza pelo incentivo!

À minha orientadora Ana Raquel pela confiança que depositou em mim para a realização deste trabalho. Por acreditar que eu seria capaz de trabalhar com crianças, por todo incentivo durante este período e por ter me estimulado ainda mais a seguir o caminho da pesquisa e da docência. Pela amizade e compreensão nos momentos difíceis e por sempre ter uma palavra de ânimo para encorajar durante as dificuldades da pesquisa.

Aos pacientes e suas famílias que participaram desta pesquisa, pois sem eles nenhuma dessas páginas estaria completa.

Ao professor Ricardo Guerra pelo apoio e confiança durante o curso de mestrado. E às professoras Tânia e Jaqueline, por terem contribuído de forma fundamental para o aperfeiçoamento do trabalho.

À professora Raquel de Paula Carvalho, pela disponibilidade de participar da banca de defesa da dissertação e pelas colaborações para o enriquecimento do trabalho.

À professora Eloísa Tudella por ter me recebido na Universidade Federal de São Carlos e ter contribuído para meu crescimento como aluna, pesquisadora e fisioterapeuta.

Às colegas Luciana pela disponibilidade em ensinar os procedimentos de coleta e o manuseio dos equipamentos, e à Cinthia pelo grande coração e pela boa vontade constante de ajudar e solucionar todos os questionamentos durante todas as fases de execução da dissertação.

À Heloísa e Emília pela ajuda nas coletas e por sempre acreditarem no êxito do trabalho! Meninas, vocês são ótimas!!

Em especial à amiga Nícia, por ser companheira desde o início do mestrado, dividir dúvidas, angústias, aprendizados, sonhos e planos. Por sempre incentivar e estar disposta a ajudar. Amiga, nunca esquecerei todo apoio que você me deu, da ajuda nas coletas, do apoio nas reuniões do Reuni e no período de São Carlos. Com certeza tudo teria sido mais difícil se não tivesse sua amizade.

Agradeço a Denise por também ter participado das minhas coletas e pela companhia e amizade que construímos em São Carlos!

Ao amigo Fábio pela paciência em ouvir e por ter sempre uma sábia palavra nos momentos de angústia e pela paciência de nos agüentar durante quase 2 anos de viagens. E à Carol, pela serenidade, pelas orações e pela paz que sempre me transmitiu. Aos demais colegas da turma de mestrado que me fizeram aprender com as discussões e conversas.

Aos Funcionários Patrícia, seu Marcos e seu João, pela disponibilidade em ajudar sempre.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES – pela concessão de bolsa de estudos, a qual possibilitou a execução desta dissertação.

Para mim a defesa desta dissertação não significa apenas um título... Significa Deus confirmando que este é o caminho que eu devo seguir. É Ele me mostrando que minha missão é ser fisioterapeuta para contribuir de alguma forma com a melhora da qualidade de vida dos meus pacientes e ajudar, ainda que de forma pequena, para o crescimento e reconhecimento da Fisioterapia e poder ensinar aos meus alunos o valor da Fisioterapia como ciência que reabilita e transforma efetivamente a vida das pessoas!

Sumário

Dedicatória.....	v
Agradecimentos.....	vi
Listas.....	ix
Resumo	x
Abstract.....	xi
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. MATERIAIS E MÉTODOS.....	8
3. RESULTADOS E DISCUSSÃO	18
3.1 Anexação de artigos.....	19
4. CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS	37
5. REFERÊNCIAS	39
6. ANEXOS	
APÊNDICE.	

Lista de Figuras

Figura 1A: Marcadores colocados em pontos anatômicos e de rastreamento.....	13
Figura 1B: Marcadores colocados em pontos anatômicos e de rastreamento	13
Figura 2: Posicionamento do sistema de cinemetria	13
Figura 3: Desenho experimental do estudo	15
Figura 4: Ângulos articulares avaliados pela cinemetria.....	16
Figura 5: Variação dos ângulos articulares durante as condições experimentais.....	26

Resumo

Contextualização: A síndrome de Down (SD) é uma alteração genética caracterizada por ser uma encefalopatia congênita não progressiva. As crianças com SD apresentam hipotonia muscular e atraso no desenvolvimento neuropsicomotor que dificultam a aquisição da marcha para estas crianças. **Objetivo:** Analisar os efeitos da inclinação da esteira na marcha de crianças com SD. **Metodologia:** Foram avaliados 23 sujeitos (9 do gênero feminino e 14 do gênero masculino), com média de idade de $8,43 \pm 2,25$ anos, com capacidade de deambular classificada em nível 5 de acordo com a Categoria de Deambulação Funcional (FAC – *Functional Ambulatory Category*). Inicialmente realizou-se avaliação subjetiva de equilíbrio através de questionário (Escala de Equilíbrio de Berg- BBS) em seguida, a análise cinemática da marcha em esteira elétrica sem inclinação e com inclinação de 10%, utilizando o sistema de análise do movimento *Qualisys System*. Para análise dos dados foi utilizado o programa Bioestat 5.0 atribuindo-se nível de significância de 5%. A normalidade dos dados foi verificada pelo teste *D`Agostino* e posteriormente foi aplicado o teste *t-pareado* para comparar os dados nas duas condições experimentais. **Resultados:** Observou-se diferença significativa estatisticamente nas variáveis espaço-temporais: redução na cadência (de $108,92 \pm 39,07$ para $99,11 \pm 27,51$, $p < 0,04$), aumento no tempo do ciclo (de $1,24 \pm 0,27$ para $1,36 \pm 0,34$, $p = 0,03$) e aumento no tempo de balanço (de $0,77 \pm 0,15$ para $0,82 \pm 0,18$, $p < 0,001$). As variáveis angulares que demonstraram aumento estatisticamente significativo foram: quadril no contato inicial (de $12,23 \pm 4,63$ para $18,49 \pm 5,17$, $p < 0,0001$) e máx. flexão no balanço (de $12,96 \pm 4,32$ para $19,50 \pm 4,51$, $p < 0,0001$); joelho no contato inicial (de $15,59 \pm 6,71$ para $21,63 \pm 6,48$, $p < 0,0001$); e tornozelo no contato inicial (de $-2,79 \pm 9,8$ para $2,25 \pm 8,79$, $p < 0,0001$), máx. dorsiflexão no apoio (de $4,41 \pm 10,07$ para $7,13 \pm 11,58$, $p < 0,0009$), máx. flexão plantar no pré-balanço (de $-6,33 \pm 8,77$ para $-2,69 \pm 8,62$, $p < 0,0004$). **Conclusões:** A inclinação atua de forma positiva nas características angulares e espaço-temporais da marcha de crianças com Síndrome de Down, demonstrando possível benefício da utilização deste tipo de superfície na reabilitação da marcha desta população.

Palavras Chave: Síndrome de Down, Marcha, Inclinação

Abstract

Background: Down syndrome (DS) is a genetic alteration characterized by being a non-progressive congenital encephalopathy. Children with DS have hypotonia and developmental delays that interfere in the movement's acquisition for these children. **Objective:** Analyze the effects of treadmill inclination on angle and spatiotemporal gait characteristics of these individuals. **Methodology:** We studied 23 subjects of both sexes, with ages ranged between 05 and 11 years, they presented ability to walk on level 5 classified according to the Functional Ambulation Category (FAC). Initially held a subjective evaluation of balance through a questionnaire (Berg Balance Scale-BBS) then the kinematic gait analysis was realized on a treadmill first, without inclination and then, with inclination of 10%, using the motion system analysis Qualisys System. Data analysis was done using BioStat 5.0 attributing significance level of 5%. Normality of data was verified using *D'Agostino* test and later was applied *paired t-test* to compare data in two experimental conditions. **Results:** There was a statistically significant difference in the spatiotemporal variables: reduction in the cadence (from 108.92 ± 39.07 to 99.11 ± 27.51 , $p < 0.04$), increase in cycle time (from 1.24 ± 0.27 to 1.36 ± 0.34 , $p = 0.03$) and increase in time to take stock (from 0.77 ± 0.15 to 0.82 ± 0.18 , $p < 0.001$). Angular variables that showed statistically significant increasing were: the hip in the initial contact (12.23 ± 4.63 to 18.49 ± 5.17 , $p < 0.0001$) and max. flexion in balance (12.96 ± 4.32 to 19.50 ± 4.51 , $p < 0.0001$), knee in the initial contact (15.59 ± 6.71 to 21.63 ± 6.48 , $p < 0.0001$), the ankle in the initial contact (-2.79 ± 9.8 to 2.25 ± 8.79 , $p < 0.0001$), max dorsiflexion in stance (4.41 ± 10.07 to 7.13 ± 11.58 , $p < 0.0009$), maximum plantar flexion in the pre-assessment of the ankle joint (increase of -6.33 ± 8.77 to -2.69 ± 8.62 , $p < 0.0004$). **Conclusions:** The inclination acts in a positive way for angular and spatiotemporal features gait of children with Down syndrome, demonstrating possible benefit of using this surface in the gait rehabilitation of children with Down Syndrome.

Keywords: Down Syndrome, Gait, Inclination

1. INTRODUÇÃO

A síndrome de Down (SD) é uma alteração genética causada por um processo irregular de divisão celular que causa a formação de células com 47 cromossomos, caracterizando-se por ser uma encefalopatia congênita, não progressiva. As crianças com SD apresentam atraso no desenvolvimento neuropsicomotor, ocasionado por diversos fatores, de origem neurológica, fisiológica e biomecânica, bem como distúrbios cognitivos, dificuldades para a sucção, deglutição e fala.¹ O quadro clínico destas crianças dificulta a aquisição da marcha, uma vez elas apresentam características biomecânicas bastante peculiares tais como: hipermobilidade, hipotonia e frouxidão ligamentar, que causam a pronação e eversão do pé, abdução e rotação externa do quadril e hiperextensão dos joelhos. Além disso, o desenvolvimento da marcha envolve uma sincronia entre o deslocamento do centro de gravidade durante o movimento, controle neuromuscular, mobilidade articular, e integração destes com os sistemas vestibular, proprioceptivo e visual². Consequentemente, as crianças com SD começam a andar, em média, com um ano de atraso quando comparadas a crianças normais, o que causa bastante ansiedade aos pais, uma vez que, por ser uma habilidade motora de impacto multidimensional, é a mais valorizada por eles³.

O processo de aquisição da marcha tem sido bastante estudado e seu entendimento é intrigante devido à existência de várias teorias que tentam explicá-lo^{4,5,6}. Os primeiros estudos sobre este fenômeno afirmavam que os comandos para a execução das passadas, emergiriam do córtex motor ou da medula espinhal nos quais existiriam neurônios responsáveis pelo controle muscular. A atividade destas regiões controlaria a capacidade de gerar passadas alternadas e esta capacidade existiria ainda dentro do útero^{7,8,9}. Além disso, ao se colocar bebês que ainda não estavam em fase de marcha na esteira rolante, observava-se o desencadeamento de passadas alternadas. Isto sugeria que a melhor população para se estudar o processo de geração de passadas alternadas e o mecanismo da marcha seria uma população formada por crianças nas quais tais habilidades estão começando a ser desenvolvidas⁷⁻¹¹.

Entretanto, de acordo com a abordagem defendida por Thelen et al⁷⁻¹⁰, o processo de aquisição de habilidades motoras, em especial da marcha, não é linear nem sincrônico e não depende exclusivamente de instruções centrais ou cognitivas, mas sim, da interação entre vários fatores neurais com fatores anatômicos, posturais, motivacionais, biomecânicos, ambientais, entre outros. O caráter dinâmico do sistema de controle motor proporciona a interação entre as variáveis motoras e perceptivas para produzir padrões de movimento adequados a atingir o objetivo da ação naquela situação. Tal associação seria responsável pelo acontecimento de mudanças no processo de geração de padrões motores. Quando não

acontecesse esse processo de interação, o indivíduo deixaria de apresentar a habilidade, até que tal fenômeno ocorresse.

Esta abordagem, denominada Teoria dos Sistemas Dinâmicos, preconiza que o comportamento motor surge a partir da confluência de vários subsistemas. Subsistema é cada componente que interage para o surgimento de uma habilidade motora, isto inclui os subsistemas de propriedades intrínsecas (como por exemplo, características genéticas, biomecânicas, fisiológicas) e os de propriedades extrínsecas (como o ambiente). Assim, mudanças em um ou mais subsistemas, causam modificações e reorganizações nos padrões de movimento^{5,7,8}.

Considerando a abordagem de Sistemas Dinâmicos não existem níveis superiores e inferiores, mas uma interação entre percepção, motivação e ação. Desta forma, o Sistema Nervoso Central (SNC) que anteriormente era considerado o único responsável pelo surgimento das habilidades motoras, em decorrência da sua maturação, passa a ser visto como um dos subsistemas que interage para produzir o movimento. O desenvolvimento neural é fundamental para que a criança adquira habilidades, porém outros fatores como a prática e a oportunidade para interagir com o ambiente também parecem exercer influência decisiva sobre o desenvolvimento motor. Existe inter-relação entre maturação neurológica e experiências ambientais, sendo que uma favorece o desenvolvimento da outra. Como resultado da experiência, profundas mudanças maturacionais podem ocorrer no tecido neural. Paralelamente, as mudanças maturacionais podem por sua vez, alterar a prontidão do organismo para assimilar os estímulos ambientais¹¹.

A aquisição de habilidades motoras envolve a exploração das várias configurações dos segmentos corporais no contexto ambiental e a seleção da configuração mais apropriada. Tal visão de desenvolvimento motor assume que este processo é dependente do fluxo de informação sensorial para obter informação sobre o resultado da ação motora e ser utilizada para manter ou alterar a próxima execução, caracterizando o ciclo percepção-ação. Quando o ciclo percepção-ação é prejudicado, invariavelmente, a aquisição das habilidades motoras é dificultada e o desenvolvimento do indivíduo é comprometido. Desta forma, ao aprender determinado comportamento, o indivíduo passa por um estado de estabilidade até que surjam novas situações ou tarefas motoras (perturbações) e em seguida o organismo se reorganiza e adquire a nova habilidade motora¹².

Estudos que analisaram o manuseio de objetos por lactentes sugerem que os impulsos sensoriais e perceptivos contribuem para a aprendizagem de habilidades motoras. Sendo assim, o lactente refina o padrão de agarrar baseando-se nas informações táteis, sinestésicas e

visuais de como os objetos são manuseados e transferidos de uma mão para outra⁹. As informações visuais, vestibulares e proprioceptivas permitem ao lactente orientar a cabeça e o corpo para o equilíbrio e a marcha. Cabe destacar, entretanto, que não somente a percepção conduz a ação, mas também o movimento origina a percepção de mundo ao lactente⁹⁻¹⁵.

Com relação ao alcance mão-boca de bebês, os seguintes estudos apresentam os efeitos de fatores externos no comportamento motor: Campos et al⁹ mostrou que lactentes posicionados em prona, aumentaram a frequência e o tempo de permanência do comportamento mão-boca, em relação à postura supina, o que demonstra que o posicionamento pode funcionar como facilitador ou inibidor de determinado comportamento, devendo portanto ser escolhido o posicionamento que favoreça à habilidade que se quer desenvolver. Outro estudo realizado por Rocha e Tudella¹⁰ verificou que lactentes de seis meses de vida produziram um padrão mais adequado de alcance, quando o controle postural foi facilitado por cadeira com apoio na região pélvica e suporte nas pernas, constatando, desta forma, que tal agente externo atua positivamente na facilitação de controle postural. Por fim, Tudella e colaboradores^{16,17,18} demonstram que a posição corporal afeta os ajustes proximais e distais do alcance, de acordo com o nível de habilidade do lactente e que após o bebê explorar todas as possibilidades de ação durante a fase de aquisição, os lactentes selecionam um padrão adaptativo para desenvolver os movimentos de alcance e conseqüentemente preensão e destaca ainda que não só o posicionamento interfere no comportamento motor dos bebês, propriedades físicas dos objetos que o lactente pretende alcançar e que o mesmo planeja e ajusta seus movimentos, baseados na percepção de tais propriedades, sugerindo integração entre percepção e ação e reforçando a importância de fatores externos na execução das habilidades motoras.

Da mesma forma que as alterações favorecem o desenvolvimento, elas podem trazer prejuízos para a aquisição e apresentação das habilidades motoras, apesar de todas as reorganizações, que possam vir a ocorrer^{17,18}. Quando um organismo está próximo a modificar um padrão de comportamento devido a mudanças contínuas em um ou mais subsistemas, a variabilidade aumenta, e conseqüentemente, aumenta também a instabilidade. Esse período de comportamento instável entre dois padrões estáveis é chamado de período de transição e é importante, pois permite que o sistema se organize e mude de um padrão para outro e é durante este período que as variações do contexto devem ser enfatizadas para que se adquira um nível mais complexo de comportamento motor¹⁷⁻²⁰.

Clinicamente, a abordagem dos Sistemas Dinâmicos permite a formulação de estratégias de intervenção a serem otimizadas e construídas pois possibilitam a escolha de perturbações

que modifiquem os padrões motores em direções desejadas e que se evitem aqueles padrões que não tenham efeito ou que interrompam a habilidade de desempenhar uma tarefa. Quando se utiliza um programa de intervenção adequado ao nível de desenvolvimento motor de uma criança, podem ser obtidos resultados bastantes satisfatórios relacionados ao melhor desempenho de determinadas tarefas, principalmente, aquelas relacionadas com habilidades funcionais^{17, 20,22,23}.

Um dos principais objetivos de um programa de intervenção é capacitar o indivíduo realizar as atividades básicas do dia-a-dia de forma mais hábil e independente possível. Neste sentido, a marcha se torna fator primordial no momento da intervenção. Estudos têm demonstrado que a locomoção representa um momento de transição na vida da criança e promove avanços na percepção, cognição espacial, habilidades motoras, sociais e psicológicas, fazendo com que a criança aprenda mais explorando o ambiente ativamente do que apenas o observando, o que ratifica a importância da marcha para um indivíduo²²⁻²⁴. Desta forma, o treinamento de marcha aparece no cenário da reabilitação como uma das maiores metas a serem alcançadas em um plano de tratamento, possibilitando que os indivíduos com algum comprometimento motor apresentem o máximo de independência e interação com o ambiente²⁵.

Várias possibilidades de abordagens terapêuticas estão sendo empregadas atualmente para intervenção na marcha. Algumas delas são mais tradicionais e baseadas em modelos neurofisiológicos, outras, mais recentes, possuem enfoque nos modernos conceitos de aprendizagem motora, enfatizando a importância da variabilidade do contexto, percepção e ação, para a aquisição de habilidades motoras^{25,26,27}.

Com base nas teorias motoras e nos princípios de neurofisiologia, propõe-se que a prática de atividades direcionadas à função acelere o progresso na aquisição de habilidades motoras específicas e que tanto na reabilitação adulta quanto na pediátrica, deve ser dada prioridade a tarefas funcionais, principalmente a marcha²³.

Neste sentido verifica-se que a fisioterapia intensiva voltada para a funcionalidade, ajuda a restaurar a função motora e as evidências demonstram que, quanto mais precoce e intensiva for a terapia, melhores os resultados do tratamento. Assim, o maior desafio dos terapeutas pediátricos é descobrir formas inovadoras de promover a prática intensa das habilidades funcionais, em especial da locomoção, antes que estas habilidades comecem a surgir²⁴.

No sentido de inovar as formas de intervenção na marcha e de utilizar uma abordagem funcional durante o tratamento da marcha, os fisioterapeutas têm usado constantemente

superfícies inclinadas ou rampas no tratamento dos pacientes, uma vez que as mesmas facilitam a ativação muscular, além de serem obstáculos cotidianos comumente enfrentados por todas as pessoas. A inclinação atua como uma perturbação ambiental modificando a influência da gravidade sobre o corpo humano e exerce um profundo efeito sobre o mecanismo da locomoção, uma vez que os padrões de marcha mudam continuamente, para satisfazer as limitações cinemáticas. O deslocamento do centro de gravidade para frente, proporcionado pela inclinação, faz com que o organismo necessite de aumento na flexão do quadril, joelho e tornozelo para que seja possível o reequilíbrio e o deslocamento corporal harmônicos diante do reajuste no posicionamento do centro de gravidade. Assim, incluir superfícies inclinadas no processo de reabilitação da marcha significa fornecer ao paciente a possibilidade de se adaptar mais facilmente às modificações encontradas no ambiente em que vivem. Embora reconhecida a importância do uso destas superfícies no que diz respeito ao ganho funcional na marcha dos indivíduos^{25, 26}, não há estudos que demonstrem os efeitos deste tipo de perturbação ambiental nos parâmetros da marcha de crianças com desenvolvimento típico, tampouco de crianças com Síndrome de Down

Os estudos relacionados à marcha de crianças com SD possuem outra abordagem, enfatizando apenas os efeitos do treino de marcha para melhora desta habilidade funcional, não investigando as repercussões de diferentes superfícies nas variáveis angulares e espaço-temporais da marcha. Exemplos disto podem ser vistos nas pesquisas realizadas por Filipin et al²⁸ e Yang et al²⁹ que corroboram com a idéia de que enfatizar o treino repetitivo e contextualizado de habilidades motoras favorece o ganho funcional e o condicionamento físico de indivíduos com variados graus de incapacidades obtendo assim, resultados expressivos com a terapia. Os resultados destes estudos demonstraram que o treino de marcha aumentou a incidência de obtenção de passadas e que os padrões da EMG das passadas apresentavam muitas características semelhantes às dos adultos^{27,28}.

Angulo-Barroso et al^{29,30} e Ulrich et al³¹ fizeram uso da esteira no treino de marcha em uma população composta por trinta crianças com síndrome de Down, utilizando protocolos distintos de treino. Os resultados verificaram que tal método proporciona melhora nos parâmetros angulares e espaço-temporais da marcha, destacando ainda, que o treino mais intenso e individualizado ocasiona melhores resultados a marcha das crianças. Aqueles que andam funcionalmente enfrentando quaisquer tipos de obstáculos alcançarão maior independência, uma vez que ser capaz de caminhar proporciona acesso a lugares, e permite ao paciente maior liberdade de escolha, melhorando a qualidade de vida dos pacientes^{32,33,34}.

Assim, a importância desta atividade exige que os fisioterapeutas sejam capazes de identificar problemas que limitem ou impeçam a deambulação; que determinem suas causas; e principalmente que planejem a intervenção terapêutica apropriada, incluindo variações do contexto que favoreçam o desenvolvimento funcional da habilidade motora em questão. Diante deste contexto surgem os seguintes questionamentos: Variar o contexto de treinamento de marcha a partir da inserção da inclinação da esteira rolante, como perturbação ambiental, traria benefícios aos padrões de marcha das crianças com Síndrome de Down? Se isso ocorrer, quais os efeitos provocados pela inclinação da esteira nos parâmetros da marcha dessas crianças? Os efeitos ocasionados pela inclinação seriam benéficos para a marcha dessas crianças? Qual padrão de marcha emergiria com a utilização da inclinação no treino de marcha desta população?

Apesar de constatada a importância do processo de aquisição da marcha para um indivíduo e da necessidade de se intervir de forma mais eficaz no treino desta habilidade, inexistem publicações envolvendo a avaliação dos efeitos da inclinação sobre a marcha e o equilíbrio destas crianças, fato que deixa tais questionamentos sem esclarecimento, motivando a realização do presente estudo.

Assim, surgem duas hipóteses: a inclinação da esteira elétrica modifica os parâmetros cinemáticos e espaço temporais da marcha de crianças com Síndrome de Down ou que a inclinação não altera os parâmetros da marcha desta população.

Neste sentido, o objetivo deste estudo é avaliar os efeitos da inclinação da esteira elétrica sobre a marcha de crianças com Síndrome de Down.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Tipo de Estudo:

Esse estudo apresenta um caráter observacional analítico de corte transversal.

2.2 Local de Estudo

A pesquisa foi desenvolvida no Laboratório de Avaliação Neurofuncional das Disfunções do Movimento Humano do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte.

2.3 Amostra:

O estudo foi composto por uma amostragem do tipo não probabilística, constituída por 23 crianças, (9 do gênero feminino e 14 do gênero masculino) com diagnóstico confirmado de Síndrome de Down, faixa etária entre 05 e 11 anos de idade, e recrutadas nos seguintes centros de reabilitação infantil: APAE (Associação dos Pais e Amigos dos Excepcionais - RN) e ADOTE (Associação de Orientação aos Deficientes), ambos localizados na cidade de Natal, Rio Grande do Norte, Brasil. Todas as crianças são acompanhadas por tratamento fisioterapêutico desde o nascimento e estão regularmente matriculadas em escolas da cidade de Natal.

2.4 Critérios de Inclusão:

Foram incluídas no estudo crianças enquadradas no nível 5 da Categoria de Deambulação Funcional³⁵ (FAC) (Anexo A), que não apresentavam patologias neurológicas, respiratórias ou osteomioarticulares associadas, com boa cognição e que permitiram a realização completa de todas as etapas dos procedimentos de avaliação.

2.5 Critérios de Exclusão:

Foram excluídas do estudo aquelas crianças que não compreenderam as instruções para realização da avaliação, não colaboraram durante a coleta de dados e/ou que referiram dor durante quaisquer fases dos procedimentos, fato que impossibilitou a aferição precisa dos dados durante a análise da marcha e equilíbrio.

2.6 Considerações Éticas:

Todos os pais ou responsáveis dos indivíduos participantes da pesquisa foram informados acerca do conteúdo e objetivos da mesma, bem como da confiabilidade das informações coletadas e do seu anonimato, tendo neste momento assinado o termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO B), conforme o que preconiza a resolução 196/96 que trata sobre as pesquisas que envolvem seres humanos, do Conselho Nacional de Saúde. Para tanto, este projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, para a obtenção de sua certidão, sendo aprovado pelo parecer 038/09 (ANEXO C).

2.7 Instrumentos:

Inicialmente, foram coletadas informações acerca de identificação pessoal e medidas antropométricas dos pacientes (Apêndice A). Posteriormente, foram realizadas avaliações, utilizando os parâmetros descritos a seguir.

2.7.1 Avaliação do Equilíbrio

A avaliação do equilíbrio foi realizada através da Escala de Equilíbrio de Berg³⁶ (Berg Balance Scale – BBS - Anexo D).

A BBS avalia o desempenho do equilíbrio funcional baseado em 14 itens comuns na vida diária. Seu score total é de 56 pontos e cada item possui uma escala ordinal de cinco alternativas que vão de zero a quatro pontos. Quanto maior a pontuação, melhor o equilíbrio funcional do paciente.

2.7.2 Análise da Marcha:

2.7.2.1 Qualysis System

O Sistema de Análise do Movimento Qualysis – ProReflex MCU (QUALISYS MEDICAL AB, 411 12 Gothenburg, Sweden) foi utilizado para a obtenção dos parâmetros cinemáticos, temporais e espaciais da marcha. O Qualysis ProReflex é um sistema de fotogrametria baseado em vídeo, que permite a reconstrução em três dimensões (3D) de marcas passivas refletoras localizadas em proeminências ósseas específicas. O sistema é

constituído por 3 câmeras com iluminação produzida por um grupo de refletores infravermelhos localizados em volta da lente de cada uma das câmeras. As marcas passivas refletoras captam e refletem a luz infravermelha de volta à câmera. Os dados captados foram processados pelo software de aquisição Qualisys Track Manager 1.6.0.x – QTM que calcula a posição de cada marca em duas dimensões. Através da combinação das posições das marcas obtidas pelas câmeras, as coordenadas de cada marca foram reconstruídas em três dimensões.

O processo de calibração foi realizado através do posicionamento na passarela de uma estrutura metálica em forma de L, com três marcas afixadas no eixo X e duas marcas no eixo Y. As coordenadas de referência global eram determinadas pela leitura das marcas sobre a estrutura metálica definindo o eixo X como o médio-lateral, o Y como ântero-posterior e Z como o proximal-distal. Em seguida, foi feita a varredura da área de coleta com uma haste metálica em forma de “T” que possui duas marcas localizadas em seus extremos distanciadas por 750 mm. A varredura foi realizada por 15 segundos, de acordo com as instruções do manual. O parâmetro de predição de erro foi estabelecido em 8 mm e o de residual máximo em 3 mm. Os dados foram capturados em uma frequência de 120 Hz.

2.7.2.1 Gait Trainer 2

O sistema de treinamento de marcha Gait Trainer 2 (Biodex) é composto por uma esteira elétrica e um suporte parcial de peso e pode ser utilizado na reabilitação da marcha de pacientes com distúrbios neurológicos, ortopédicos e em idosos. Possui monitores que fornecem informação sobre comprimento, duração e simetria do passo e feedback audiovisual que ajudam o paciente a executar os passos de forma adequada. O sistema de suporte parcial de peso proporciona confiança e segurança ao paciente durante o treino de marcha e, pode ser utilizado ou não durante a intervenção, de acordo com os objetivos do plano terapêutico traçado para o paciente. Os dados capturados pelo sistema podem ser exportados em formato de documento para impressão e análise dos resultados.

O sistema possui ainda, diversos programas de intervenção em esteira inclinada e vários programas para treinamento, além de possibilitar que o terapeuta determine tipos específicos de treinamento para cada paciente. Durante a intervenção a frequência cardíaca do paciente é monitorada.

2.8 Método:

2.8.1 Procedimentos da Coleta

Os indivíduos participantes da pesquisa foram avaliados individualmente em sessão única e todas as avaliações foram realizadas pelo mesmo examinador. Após avaliação inicial realizou-se a avaliação subjetiva do equilíbrio através de questionário BBS para se verificar o equilíbrio funcional do paciente. Após este procedimento, foi realizada a avaliação cinemática da marcha.

Escolheu-se o membro inferior direito para ser avaliado, no intuito de padronizar os procedimentos de coleta. Antes de se proceder com a coleta da marcha, o sistema de análise do movimento exige que seja realizada uma coleta estática, com o indivíduo na posição ortostática com os pés alinhados nos eixos x e y previamente marcados na passarela sobre o sistema Gait Trainer 2™, 115 VAC, 50/60 Hz Biodex. A coleta estática é necessária para que o sistema possa identificar o tamanho dos segmentos, a localização dos eixos articulares e desta forma atribuir um sistema de coordenadas para cada segmento de maneira coerente com a definição de planos e eixos anatômicos. Para isto, foram colocadas marcas sobre proeminências ósseas localizadas nas extremidades proximais e distais dos segmentos (marcas anatômicas- Figuras 1A e 1 B). Além destas, colocou-se também um conjunto de três marcas em cada segmento denominadas marcas de rastreamento, para definir o trajeto do segmento durante o movimento. Para a obtenção da posição das marcas em três dimensões são necessárias pelo menos três marcas por segmento, sendo que cada marca deve ser visualizada por pelo menos duas câmeras.

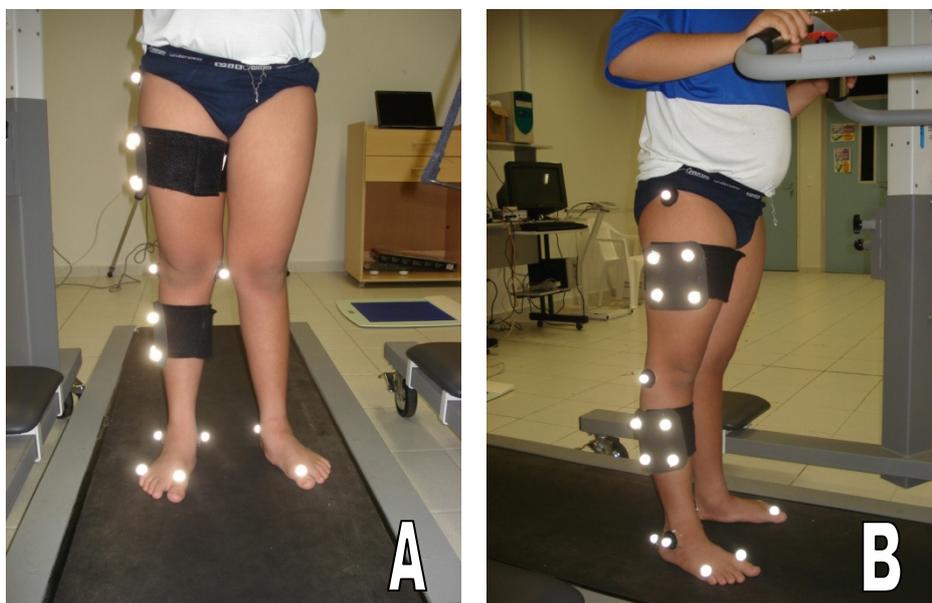


Figura 1: A e B- Marcadores utilizados para análise de movimento

Após a coleta estática, deu-se início a avaliação da marcha. O posicionamento do sistema de análise do movimento e do sistema Gait Trainer está demonstrado na Figura 2. O experimentador posicionou-se ao lado da esteira, com as mãos na região lombar dos participantes a fim de fornecer aos mesmos, apenas sensação de segurança de modo que não houvesse imposição de força às crianças e de forma que o tronco das mesmas ficasse ereto, de frente para a parede e seus pés tocassem a superfície da esteira elétrica.



Figura 2: Posicionamento do sistema de análise do movimento e do Sistema Gait Trainer.

Nesta posição, os pacientes foram filmados, em quatro tentativas, cada uma com duração de 30 segundos, envolvendo duas condições experimentais: duas tentativas com a esteira ligada, em velocidade confortável para o paciente, uma vez que ainda não há consenso sobre a velocidade ideal para treino em esteira com crianças, mas, sem inclinação e, duas tentativas com a esteira com 10% de inclinação. A escolha desta inclinação justifica-se, pois, inclinações maiores do que 10% já evidenciam intensas modificações na atividade eletromiográfica muscular, tornando possível a análise das alterações dos parâmetros angulares e espaço-temporais da marcha³⁷. Todavia, esta condição torna a realização da marcha mais difícil e aumentar a inclinação além de 10% seria inviável para o estudo, em virtude do mesmo ter sido realizado com crianças com SD sem utilização de nenhum suporte de peso.

Um período de descanso de aproximadamente um minuto foi dado às crianças entre uma tentativa e outra. Buscando padronizar as condições de captura durante a coleta, os dados só foram capturados após 2 minutos e caminhada na esteira, tempo necessário para que as crianças adotassem postura adequada para execução da marcha, com tronco alinhado e sem compensações, para tanto, o examinador se posicionou ao lado da esteira, orientando a criança durante o procedimento, a fim de obter o posicionamento ideal do participante. O desenho experimental do estudo encontra-se na Figura 3.

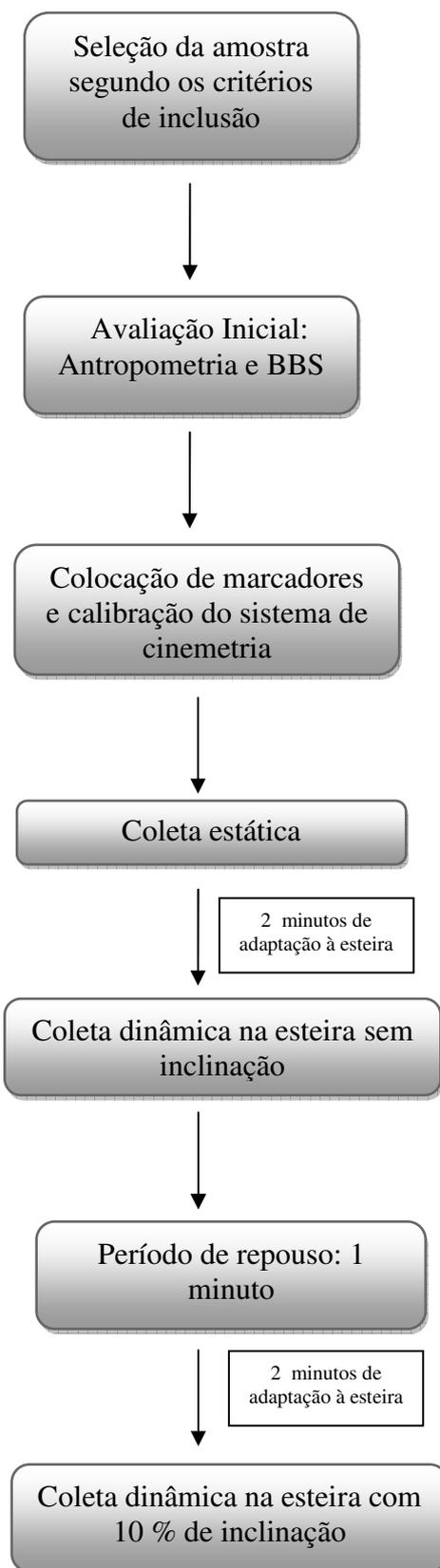


Figura 3- Desenho experimental do estudo

Os dados captados foram inicialmente processados através do software de aquisição Qualisys Track Manager 1.6.0.x – (QTM). E em seguida, exportados para o software Visual 3D (CMotion Inc., Rockville, MD, USA), cuja função principal é criar um sistema de coordenadas para cada segmento a partir das posições das marcas anatômicas capturadas pelo QTM na posição de referência, para desta forma determinar as posições e orientações instantâneas de cada segmento. Assim, o sistema QTM é responsável por capturar a trajetória dos marcadores e o sistema Visual 3D por criar os segmentos e então calcular os deslocamentos angulares. Através das marcas anatômicas e de rastreamento construiu-se o modelo biomecânico composto pela pelve, coxa, perna e pé para cada participante. (Figura 4)

As variáveis espaço-temporais analisadas no estudo foram: cadência, comprimento da passada, tempo do ciclo, tempo de apoio simples, tempo de balanço e tempo de duplo apoio. Com relação às variáveis angulares analisadas de quadril, joelho e tornozelo verificaram-se os ângulos no contato inicial, máxima extensão no apoio e máxima flexão no balanço. A partir da coleta estática, eram determinados os ângulo das três articulações na posição ortostática em repouso e, a partir desses valores foram calculadas as variações de cada articulação tomando como parâmetro o ângulo estático mensurado anteriormente.

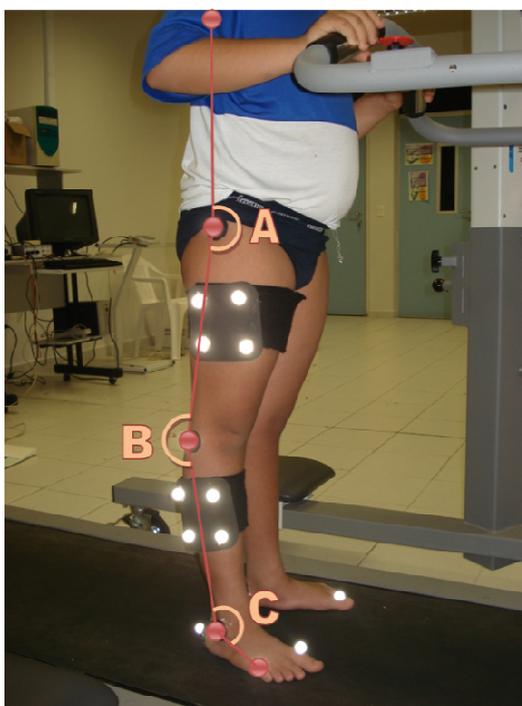


Figura 4- Ângulos articulares analisados pela cinemetria. A: quadril; B- Joelho; C- Tornozelo

2.9 Análise Estatística dos Dados:

A análise dos dados foi realizada através do programa Bioestat 5.0, atribuindo-se o nível de significância menor do que 5% para todos os testes estatísticos. Realizou-se análise descritiva por meio das medidas de tendência central e desvio padrão. Após verificar a normalidade dos dados pelo teste de *D'Agostino*, foi utilizado o teste *t-student* pareado para identificar a existência de diferenças significativas nas variáveis angulares e espaço-temporais comparando as duas condições experimentais da avaliação. O teste de correlação de *Pearson* foi aplicado para analisar as correlações entre sexo, idade, características antropométricas, escore de Berg e variáveis angulares e espaço-temporais.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1 Anexação dos Artigos:

EFEITOS DA INCLINAÇÃO DA ESTEIRA NA MARCHA DE CRIANÇAS COM SÍNDROME DE DOWN

THAYSE DE LUCENA E MOURA,¹ ANA RAQUEL RODRIGUES LINDQUIST¹

¹ Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN), Natal (RN), Brasil

Ana Raquel Rodrigues Lindquist

Universidade Federal do Rio Grande do Norte

Centro de Ciências da Saúde - Departamento de Fisioterapia

Av. Senador Salgado Filho, 3000 Caixa Postal 1524 - CEP:59072-970 - Natal – RN, e-mails:

araquel@ufrnet.br; raquellindquist@gmail.com

Fone: 84 9607 1517

Título para páginas: EFEITOS DA INCLINAÇÃO NA MARCHA DE CRIANÇAS COM SÍNDROME DE DOWN

Título em inglês: EFFECTS OF TREADMILL INCLINATION ON THE GAIT OF CHILDREN WITH DOWN SYNDROME

Título para páginas em inglês: TREADMILL INCLINATION IN DOWN SYNDROME PATIENTS

Área: 4. Controle Motor, Comportamento e Motricidade/ Motor Control, Behavior and Motor Function

Projeto aprovado pelo Comitê de Ética do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Rio Grande do Norte (Protocolo 038/09)

INTRODUÇÃO

A síndrome de Down (SD) é uma alteração genética causada por um processo irregular de divisão celular que causa a formação de células com 47 cromossomos, caracterizando-se por ser uma encefalopatia congênita, não progressiva. As crianças com SD apresentam atraso no desenvolvimento neuropsicomotor, ocasionado por diversos fatores, de origem neurológica, fisiológica e biomecânica, bem como distúrbios cognitivos, dificuldades para a sucção, deglutição e fala.¹ O quadro clínico destas crianças dificulta a aquisição da marcha, uma vez que elas apresentam características biomecânicas bastante peculiares tais como: hipermobilidade, hipotonia e frouxidão ligamentar, que causam a pronação e eversão do pé, abdução e rotação externa do quadril e hiperextensão dos joelhos. Além disso, o desenvolvimento da marcha envolve uma sincronia entre o deslocamento do centro de gravidade durante o movimento, controle neuromuscular, mobilidade articular, e integração destes com os sistemas vestibular, proprioceptivo e visual². Conseqüentemente, as crianças com SD começam a andar, em média, com um ano de atraso quando comparadas a crianças normais, o que causa bastante ansiedade aos pais, uma vez que, por ser uma habilidade motora de impacto multidimensional, é a mais valorizada por eles³.

De acordo com a abordagem dos Sistemas Dinâmicos, o comportamento motor e desta forma, a marcha, surge a partir da confluência de vários subsistemas de propriedades intrínsecas (como por exemplo, características genéticas, biomecânicas, fisiológicas) e os de propriedades extrínsecas (como o ambiente). Assim, mudanças em um ou mais subsistemas, causam modificações e reorganizações nos padrões de movimento^{4,5,6}. Ou seja, ao aprender determinado comportamento, o indivíduo passa por um estado de estabilidade até que surjam novas situações ou tarefas motoras (perturbações) que afetam os subsistemas para em seguida o organismo se reorganizar e adquirir a nova habilidade motora⁷.

No sentido de inovar as formas de intervenção na marcha e de utilizar uma abordagem funcional durante o tratamento da marcha, os fisioterapeutas têm usado constantemente superfícies inclinadas ou rampas no tratamento dos pacientes, uma vez que as mesmas facilitam a ativação muscular, além de serem obstáculos cotidianos comumente enfrentados por todas as pessoas. A inclinação atua como uma perturbação ambiental modificando a influência da gravidade sobre o corpo humano e exerce um profundo efeito sobre o mecanismo da locomoção, uma vez que os padrões de marcha mudam continuamente, para satisfazer as limitações cinemáticas. Assim, incluir superfícies inclinadas no processo de reabilitação da marcha significa fornecer ao paciente a possibilidade de se adaptar mais

facilmente às modificações encontradas no ambiente em que vivem. Embora reconhecida a importância do uso destas superfícies na que diz respeito ao ganho funcional na marcha dos indivíduos, não há estudos que demonstrem os efeitos deste tipo de perturbação ambiental nos parâmetros da marcha de crianças com Síndrome de Down^{8,9}.

Diante deste contexto surgem os seguintes questionamentos: Variar o contexto de treinamento de marcha a partir da inserção da inclinação da esteira rolante, como perturbação ambiental, traria benefícios aos padrões de marcha das crianças com Síndrome de Down? Se isso ocorrer, quais os efeitos provocados pela inclinação da esteira nos parâmetros da marcha dessas crianças?

Apesar de constatada a importância do processo de aquisição da marcha para um indivíduo e da necessidade de se intervir de forma mais eficaz no treino desta habilidade, inexistem publicações envolvendo a avaliação dos efeitos da inclinação sobre a marcha e o equilíbrio destas crianças, fato que deixa tais questionamentos sem esclarecimento, motivando a realização do presente estudo.

Neste sentido, o objetivo deste estudo é avaliar os efeitos da inclinação da esteira elétrica sobre a marcha de crianças com Síndrome de Down.

MATERIAIS E MÉTODOS

Realizou-se uma pesquisa do tipo observacional analítica de corte transversal, da qual fizeram parte 23 crianças com idade de 5 a 11 anos. A amostra foi escolhida de forma não probabilística por meio da avaliação dos prontuários de crianças atendidas na APAE (Associação dos Pais e Amigos dos Excepcionais - RN) e ADOTE (Associação de Orientação aos Deficientes), ambos localizados na cidade de Natal, Rio Grande do Norte, Brasil. Todas as crianças são acompanhadas por tratamento fisioterapêutico desde o nascimento e estão regularmente matriculadas em escolas da cidade de Natal.

Foram incluídas no estudo pacientes enquadrados no nível 5 da Categoria de Deambulação Funcional¹⁰ (FAC), que não apresentavam patologias neurológicas, respiratórias ou osteomioarticulares associadas, com boa cognição e que permitiram a realização completa de todas as etapas dos procedimentos de avaliação. As crianças que não compreenderam as instruções para realização da avaliação, não colaboraram durante a coleta de dados e/ou que referiram dor durante quaisquer fases dos procedimentos, foram excluídas do estudo e houve perda amostral de 7 crianças.

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Rio Grande do Norte (Protocolo n: 038/09) e todos os

responsáveis assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, autorizando a participação das crianças.

Procedimentos

Os participantes da pesquisa foram avaliados individualmente e todas as avaliações foram realizadas pelo mesmo examinador. Após avaliação inicial realizou-se a avaliação subjetiva do equilíbrio através da Escala de Equilíbrio de Berg¹¹ para se verificar o equilíbrio funcional do paciente. Antes de se proceder com a coleta da marcha, foi realizada uma coleta estática, com o indivíduo na posição ortostática com os pés alinhados nos eixos x e y previamente marcados na passarela sobre o sistema Gait Trainer 2. A coleta estática é necessária para que o sistema possa identificar o tamanho dos segmentos, a localização dos eixos articulares e desta forma atribuir um sistema de coordenadas para cada segmento de maneira coerente com a definição de planos e eixos anatômicos. Para isto foram colocadas marcas sobre proeminências ósseas localizadas nas extremidades proximais e distais dos segmentos. Além destas, colocou-se também um conjunto de três marcas em cada segmento denominadas marcas de rastreamento, para definir o trajeto do segmento durante o movimento. Em seguida os participantes caminharam em velocidade confortável durante 2 minutos em cada condição experimental: com a esteira sem inclinação e com inclinação de 10% e, após este período de adaptação, os dados foram capturados por 30 segundos. Entre cada condição experimental, houve período de repouso de 1 minuto.

Os dados captados foram inicialmente processados através do software de aquisição Qualisys Track Manager 1.6.0.x – (QTM). E em seguida, exportados para o software Visual 3D (CMotion Inc., Rockville, MD, USA), cuja função principal é criar um sistema de coordenadas para cada segmento a partir das posições das marcas anatômicas capturadas pelo QTM na posição de referência, para desta forma determinar as posições e orientações instantâneas de cada segmento. Assim, o sistema QTM é responsável por capturar a trajetória dos marcadores e o sistema Visual 3D por criar os segmentos e então calcular os deslocamentos angulares. Através das marcas anatômicas e de rastreamento construiu-se o modelo biomecânico composto pela pelve, coxa, perna e pé para cada participante.

As variáveis espaço-temporais analisadas no estudo foram: cadência, comprimento da passada, tempo do ciclo, tempo de apoio simples, tempo de balanço e tempo de duplo apoio. Com relação às variáveis angulares analisadas de quadril, joelho e tornozelo verificaram-se os ângulos no contato inicial, máxima extensão no apoio e máxima flexão no balanço.

Instrumentos de Avaliação

Escala de Equilíbrio de Berg

A Escala de Equilíbrio de Berg¹¹ (Berg Balance Scale – BBS) avalia o desempenho do equilíbrio funcional baseado em 14 itens comuns na vida diária. Seu escore total é de 56 pontos e cada item possui uma escala ordinal de cinco alternativas que vão de zero a quatro pontos. Quanto maior a pontuação, melhor o equilíbrio funcional do paciente.

Qualysis System

O Sistema de Análise do Movimento Qualysis – ProReflex MCU (QUALISYS MEDICAL AB, 411 12 Gothenburg, Sweden) é um sistema de fotogrametria baseado em vídeo, que permite a reconstrução em três dimensões (3D) de marcas passivas refletoras localizadas em proeminências ósseas específicas. O sistema é constituído por 3 câmeras com iluminação produzida por um grupo de refletores infravermelhos localizados em volta da lente de cada uma das câmeras. As marcas passivas refletoras captam e refletem a luz infravermelha de volta à câmera. Os dados captados foram processados pelo software de aquisição Qualisys Track Manager 1.6.0.x – QTM que calcula a posição de cada marca em duas dimensões. Através da combinação das posições das marcas obtidas pelas câmeras, as coordenadas de cada marca foram reconstruídas em três dimensões.

Análise estatística

A análise dos dados foi realizada através do programa Bioestat 5.0, atribuindo-se o nível de significância menor do que 5% para todos os testes estatísticos. Realizou-se análise descritiva por meio das medidas de tendência central e desvio padrão. Após verificar a normalidade dos dados pelo teste de *D'Agostino* foi utilizado o teste *t-student* pareado, para identificar a existência de diferenças significativas nas variáveis angulares e espaço-temporais comparando as duas condições experimentais da avaliação. O teste de correlação de *Pearson* foi aplicado para analisar as correlações entre sexo, idade, características antropométricas, escore de Berg e variáveis angulares e espaço-temporais.

RESULTADOS

As características das crianças avaliadas estão apresentadas na Tabela 1. Foram avaliadas 23 crianças, das quais 7 foram excluídas por não compreenderem as instruções para

realização da avaliação ou não colaboração durante os procedimento da coleta, fato que impossibilitou captura correta dos dados. Assim Das 16 crianças com coletas válidas avaliadas, 11 (68,75%) eram do sexo masculino e 5 (31,25%) do sexo feminino.

Tabela 1. Características clínicas e demográficas dos participantes (n=16).

	Média ± DP
Idade (anos)	8,43 ± 2,25
Massa corpórea (Kg)	32,25 ± 12,00
Altura (m)	1,25 ± 0,14
Velocidade (m/s)	0,24± 0,04
BBS	51,87 ± 4,60

Abreviação: BBS, Escala do Equilíbrio Funcional de Berg.

Analisando-se as variáveis espaço-temporais, observou-se que com o aumento da inclinação houve redução estatisticamente significativa na cadência ($p < 0,04$), aumento no tempo do ciclo ($p = 0,03$) e no tempo de balanço ($p < 0,001$), conforme demonstrado na Tabela 2.

Tabela 2. Variáveis espaço-temporais durante a marcha na esteira sem inclinação (0%) e de marcha na esteira com inclinação (10%).

	0%	10%
Cadência (passos/min)	108,92±39,07^a	99,11± 27,51^a
Comprimento da passada (m)	0,30± 0,10	0,32±0,10
Tempo do ciclo (s)	1,24±0,27^b	1,36±0,34^b
Tempo de duplo apoio (s)	0,51±0,17	0,55±0,18
Tempo de apoio simples (s)	1,54±0,34	1,75±0,58
Tempo de balanço (s)	0,77±0,15^c	0,82±0,18^c

Valores representados em média (\pm desvio padrão). Ajuste em negrito significa que os valores foram significativos. Comparações significativas entre solo e condição de análise de marcha na esteira: ^a $P < 0,04$, ^b $P = 0,03$, ^c $P < 0,001$.

As variáveis angulares da marcha das articulações do quadril, joelho e tornozelo foram analisadas por meio do teste t-pareado. Quando comparadas as duas condições experimentais,

a articulação do quadril mostrou aumento estatisticamente significativo ($p < 0,0001$) tanto quanto no ângulo do contato inicial quanto no ângulo de flexão máxima (Tabela 3).

Tabela 3. Variação angular do quadril durante a marcha na esteira sem inclinação (0%) e da marcha na esteira com inclinação (10%).

	0%	10%
Quadril		
Ângulo no CI (°)	12,23 ± 4,63^a	18,49 ± 5,17^a
Máx. extensão no apoio (°)	-6,7 ± 6,2	-5,35 ± 5,4
Máx. flexão no balanço (°)	12,96 ± 4,32^a	19,50 ± 4,51^a
Amplitude (°)	6,16 ± 11,14^b	14,06 ± 8,12^b

Valores representados em média (\pm desvio padrão). Abreviação: CI, contato inicial. Ajuste em negrito significa que os valores foram significativos. Comparações significativas entre as duas condições experimentais: ^a $P < 0,0001$, ^b $P = 0,05$

A articulação do joelho apresentou comportamento semelhante à do quadril, ou seja, no contato inicial, houve aumento significativo estatisticamente da angulação do joelho ($p < 0,0001$). Todavia, não houve diferença estatisticamente significativa nas máximas flexão e extensão desta articulação, Tais resultados foram encontrados quando comparadas as marchas em esteira sem inclinação e com inclinação de 10%, respectivamente. (Tabela 4)

Tabela 4. Variáveis angulares durante a marcha na esteira sem inclinação (0%) e de marcha na esteira com inclinação (10%).

	0%	10%
Joelho		
Ângulo no CI (°)	15,59 ± 6,71^a	21,63 ± 6,84^a
Máx. extensão no apoio (°)	43,09 ± 6,26	43,80 ± 5,82
Máx. flexão no balanço (°)	7,00 ± 6,32	6,89 ± 5,12
Amplitude (°)	18,85 ± 10,88	18,57 ± 10,72

Valores representados em média (\pm desvio padrão). Abreviação: CI, contato inicial. Ajuste em negrito significa que os valores foram significativos. Comparações significativas entre as duas condições experimentais: ^a $P < 0,0001$.

A articulação do tornozelo seguiu o padrão apresentado pelas outras articulações com aumento estatisticamente significativo ($p < 0,0001$) no contato inicial e, demonstrou que,

quando comparadas as condições de marcha em esteira com 0 e 10% de inclinação, houve ainda aumento significativo na máxima flexão plantar ($p < 0,0009$) e máxima dorsiflexão no apoio ($p < 0,0004$) (Tabela 5).

Tabela 5. Variação angular do tornozelo durante a marcha na esteira sem inclinação (0%) e de marcha na esteira com inclinação (10%).

	0%	10%
Tornozelo		
Ângulo no CI (°)	-2,79 ± 9,8^a	2,25 ± 8,79^a
Máx. dorsiflexão no apoio (°)	4,41 ± 10,07^b	7,13 ± 11,58^b
Máx. flexão plantar no pré-balanço (°)	-6,33 ± 8,77^c	-2,69 ± 8,62^c
Amplitude (°)	- 1,57 ± 5,47	2,23 ± 4,91

Valores representados em média (\pm desvio padrão). Abreviação: CI, contato inicial. Ajuste em negrito significa que os valores foram significativos. Comparações significativas entre as duas condições experimentais: ^a $P < 0,0001$, ^b $P < 0,0009$, ^c $P < 0,0004$.

A Figura 5 ilustra as variações angulares de quadril, joelho e tornozelo quando comparadas a marcha nas duas condições experimentais.

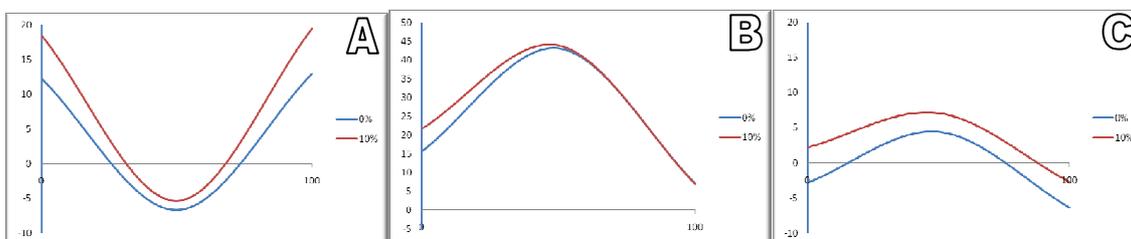


Figura 5: Variações angulares nas articulações durante a marcha em esteira sem inclinação (linha azul) e com inclinação de 10% (linha vermelha). A: quadril; B: joelho; C: tornozelo. Eixo X: variação angular e eixo Y: frames.

A correlação entre aspectos antropométricos, idade, gênero, velocidade, variáveis espaço-temporais e angulares por meio do teste de correlação de *Pearson* não foi observada.

As correlações observadas entre as variáveis espaço-temporais estão descritas na Tabela 6. São consideradas correlações fracas aquelas com valores entre 0,0 e 0,3, correlações moderadas as com valores entre 0,0 e 0,7 e correlações fortes os valores a partir de 0,7. Estes valores podem ser observados tanto com valores positivos quanto negativos.

Tabela 6. Correlação entre variáveis espaço-temporais da marcha durante a marcha na esteira sem inclinação (0%) e de marcha na esteira com inclinação (10%).

	0%	10%
Cadência x T ciclo	$r = -0,8; p = 0,0001$	$r = -0,8; p < 0,0001$
Comprimento da passada x T ciclo	$r = 0,7; p = 0,001$	$r = 0,7; p = 0,0009$
Comprimento da passada x T balanço	$r = 0,7; p = 0,001$	$r = 0,7; p = 0,0008$
T ciclo x T balanço	$r = 0,7; p = 0,001$	$r = 0,9; p < 0,0001$

Ajuste em negrito significa que os valores foram significativos. Abreviaturas: T ciclo: tempo do ciclo; T Balanço: Tempo de balanço.

Também se verificou correlação entre as variáveis angulares quando comparadas as duas condições experimentais, conforme se observa na Tabela 7.

Tabela 7. Correlação entre variáveis angulares da marcha durante a marcha na esteira sem inclinação (0%) e de marcha na esteira com inclinação (10%).

	0%	10%
Quadril: CI x Máx. flexão no balanço	$r = 0,9; p < 0,0001$	$r = 0,9; p < 0,0001$
Tornozelo: Máx. dorsiflexão no apoio x Máx flexão plantar no pré-balanço	$r = 0,9; p < 0,0008$	$r = 0,9; p = 0,0003$

Ajuste em negrito significa que os valores foram significativos. Abreviatura: CI: contato inicial.

O tamanho do efeito encontra-se disposto nas Tabelas 8 e 9. Foi verificado que a inclinação teve pequeno efeito nas variáveis espaço-temporais, com índices variando entre 0,2 e 0,4 e grande efeito nas variáveis angulares, com índices de 0,2 a 1,51. Foram considerados sem efeito, valores abaixo de 0,2. Valores entre 0,2 e 0,5 foram considerados de efeito pequeno, entre 0,5 e 0,8 de médio efeito e valores acima de 0,8 grande efeito.

Tabela 8. Análise de tamanho do efeito nas variáveis espaço-temporais da marcha em esteira.

Tamanho do efeito	
Cadência (passos/min)	0,2
Tempo do ciclo (s)	0,4
Tempo de balanço (s)	0,3

Valores representativos do tamanho do efeito da inclinação nas variáveis espaço-temporais.

Tabela 9. Análise de tamanho do efeito nas variáveis angulares da marcha em esteira.

Tamanho do efeito	
Quadril	
Ângulo no CI (°)	1,35
Máx. flexão no balanço (°)	1,51
Joelho	
Ângulo no CI (°)	0,9
Tornozelo	
Ângulo no CI (°)	0,5
Máx. dorsiflexão no apoio (°)	0,2
Máx. flexão plantar no pré-balanço (°)	0,4

Valores representativos do tamanho do efeito da inclinação nas variáveis espaço-temporais.

DISCUSSÃO

Durante a realização deste estudo observou-se que a inclinação da esteira promove modificações nas variáveis espaço-temporais da marcha como cadência, tempo do ciclo e tempo de balanço e também altera as seguintes variáveis angulares: angulação do quadril com contato inicial e máxima flexão no balanço, angulação do joelho no contato inicial e na angulação do tornozelo no contato inicial, máxima dorsiflexão no apoio e máxima flexão plantar no pré-balanço.

A redução significativa da cadência encontrada neste estudo corrobora com os achados de Prentice et al¹² e Vogt e Banzer¹³ que afirmam que o aumento da inclinação leva à redução da cadência em sujeitos sem comprometimento motor, pois a resposta típica ao aumento da inclinação é caminhar mais devagar e com passos menores. Sabe-se que crianças com

Síndrome de Down apresentam hipotonia, redução da força muscular e alterações cerebelares que afetam o equilíbrio e controle postural e levam a menor estabilidade durante a marcha. Estas características as levam a andar lentamente e com pouca quantidade de passos por minuto e o esperado, para estas crianças, seria aumentar a cadência devido ao desequilíbrio diante da nova superfície e à urgência em se colocar o pé em balanço em contato com a superfície^{14, 15, 17}.

No entanto, apesar das alterações peculiares da marcha de crianças com SD, observou-se que elas são capazes de desenvolver adaptações semelhantes às de crianças normais, diante do novo contexto. O uso do apoio para membros superiores durante a marcha facilitou as adaptações biomecânicas dos participantes, compensando possível desequilíbrio frente à nova superfície. Assim, com a presença da inclinação e o deslocamento do centro de (CG) para frente e do centro de pressão (CP) para trás e para o membro apoio, o membro em balanço ficou livre para iniciar a marcha ocorrendo em seguida flexão de quadril, joelho e dorsiflexão de tornozelo. Daí em diante, o CP seguiu à frente de maneira uniforme e esse deslocamento permitiu ao corpo suavizar o deslocamento do centro de gravidade, facilitando a marcha.

Como a inclinação aumentou a angulação das três articulações no contato inicial, foi possível aos pacientes desenvolver comportamento biomecânico semelhante aos de indivíduos com desenvolvimento motor típico, reduzindo a cadência diante da inclinação, apesar das alterações fisiológicas que a população apresenta.

A adoção desta estratégia foi possível, pois a inclinação parece atuar de forma positiva na marcha desta população¹⁷. De acordo com Thelen et al²³, a modificação do contexto, a partir da seleção de perturbações que modifiquem o comportamento no sentido desejado, torna-se fator determinante para a melhora do repertório motor de uma criança.

Observou-se ainda, aumento no tempo do ciclo, divergindo dos achados de Vogt e Banzer¹³ e Leroux et al¹⁶ que não encontraram alterações significativas nesta variável. Acredita-se que o aumento no tempo do ciclo se deve à adaptação biomecânica que os indivíduos apresentaram ao realizar a marcha na esteira inclinada, já que os mesmos não apresentaram aumento na cadência. Assim, sugere-se que houve a melhora do equilíbrio dos indivíduos nesta condição experimental, fato que é reiterado pelo aumento significativo do tempo de balanço dos mesmos. Este achado é importante por estar relacionado a maior capacidade do indivíduo de permanecer mais tempo em apoio unipodal e facilitar a deambulação.

Os resultados deste estudo mostraram que não houve diferenças estatisticamente significativas no comprimento da passada, tempo de apoio simples e tempo de duplo apoio quando comparadas as duas condições experimentais. Este achado se justifica, pode ter acontecido em virtude da manutenção da velocidade constante nas duas condições experimentais do presente estudo. Segundo Vogt e Banzer¹³ a velocidade padronizada impõe relativa similaridade na duração das fases do ciclo e provavelmente influencia os efeitos da inclinação nos movimentos pélvicos, facilitando o ajuste corporal e a execução da marcha. Thelen et al²³ afirma que o comportamento motor e seu curso não é pré-determinado. Entretanto, alguns estados induzem a comportamentos mais estáveis (atratores) e os sistemas cooperativos envolvidos na apresentação da habilidade motora selecionam estes estados, de acordo com a biomecânica do indivíduo, gasto energético e aspectos da tarefa e do ambiente, no sentido de favorecer o desenvolvimento da tarefa motora. Diante dos achados do estudo, sugere-se que a velocidade constante atua como estado atrator para a marcha de as crianças com SD em superfícies inclinadas. Assim, a manutenção da velocidade pode ser benéfica durante as intervenções em esteira inclinada com crianças com SD por promover melhor adaptação a novas superfícies.

Ao serem consideradas as variáveis angulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo observaram-se diferenças estatisticamente significativas quando comparadas as marchas nas duas condições experimentais.

A articulação do quadril apresentou aumento significativo nas médias dos ângulos de flexão do contato inicial e máxima flexão no balanço, corroborando com os achados de Prentice et al¹² e Leroux et al¹⁷ que encontraram aumento da flexão do quadril durante a marcha em superfície inclinada em sujeitos saudáveis e difere dos achados de Leroux et al¹⁶ que não encontrou alterações significativas nos ângulos de flexão do quadril de pacientes com lesão medular. Assim, percebe-se que a inclinação da esteira proporciona às crianças com SD padrões de marcha semelhantes aos de indivíduos com desenvolvimento motor típico. Além disso, aumento nos ângulos de flexão do quadril está relacionado à necessidade de se elevar mais o membro inferior durante a fase de balanço na esteira inclinada, para que o mesmo não arraste na superfície, resultando em maior excursão durante o apoio. Isto favorece o deslocamento do indivíduo durante a deambulação e conseqüentemente, possibilita maior funcionalidade à marcha^{2, 16}.

A articulação do joelho, por sua vez, apresentou diferença estatisticamente significativa apenas no ângulo do contato inicial. Segundo Leroux et al¹⁶ a extensão da articulação do joelho diminui durante o balanço final e há um aumento na flexão seguido por

grande excursão do joelho durante o apoio. As crianças com SD geralmente apresentam joelhos rígidos e hiperextendidos e este padrão dificulta a flexão da articulação na fase seguinte da marcha. Desta forma, percebe-se que a inclinação favorece a flexão do joelho no contato inicial, reiterando a aplicabilidade de superfícies inclinadas na reabilitação da marcha das crianças com SD com o objetivo de torná-la mais funcional^{18, 19, 20}.

A articulação do tornozelo demonstrou aumento nos ângulos de contato inicial, máxima dorsiflexão no apoio e máxima flexão plantar no balanço. Achados semelhantes foram encontrados em outros estudos^{12, 17} que foram realizados com indivíduos saudáveis e divergiram de estudo realizado com pacientes com lesão medular¹⁶, demonstrando que a inclinação contribuiu de forma positiva para a adaptação do movimento articular do tornozelo aos padrões articulares da marcha normal. Portanto, percebe-se que apesar de os participantes do estudo possuírem alterações fisiológicas que comprometem a execução da marcha, com a utilização da inclinação os mesmos apresentam estratégia de adaptação semelhante a de indivíduos com desenvolvimento motor típico em vez de se aproximarem de comportamento semelhante ao de indivíduos com patologias, a exemplo da lesão medular.

De acordo com Thelen et al²³ novas formas de comportamento surgem a partir cooperação entre vários componentes e o contexto da tarefa. Não existe um componente específico que contenha as instruções para o desenvolvimento da habilidade e todos apresentam a mesma parcela de contribuição durante a performance da mesma, fato que reitera a necessidade de colaboração entre os subsistemas envolvidos para apresentação de um comportamento motor. Quando são impostas perturbações que facilitam esta interação, a habilidade motora irá se apresentar de forma mais funcional. No caso específico da marcha, para que o membro se mova em harmonia e possibilite que o indivíduo caminhe, é necessário que a flexão do quadril aumente e a extensão do joelho diminua para que o tornozelo se mova adequadamente¹⁶. Neste sentido, devem-se selecionar perturbações que facilitem a cooperação entre os componentes articulares para o desempenho da tarefa motora²³. Assim, as variações angulares apresentadas pelas três articulações, no presente estudo, sugerem que a utilização de superfícies inclinadas na reabilitação da marcha, proporciona atividade conjunta das três articulações do membro inferior, contribuindo para que as crianças com SD desenvolvam padrão de movimento harmonioso e o mais próximo possível do padrão de crianças com desenvolvimento motor típico.

Outro dado encontrado diz respeito à forte correlação entre a cadência e o tempo do ciclo nas duas condições experimentais. Com a diminuição da cadência, o tempo do ciclo aumentou. Esta estratégia é utilizada pelos pacientes com SD que apresentam pouca

estabilidade, para compensar o desequilíbrio diante de superfícies inclinadas^{15,16,21}. Assim a realização do treino de marcha na esteira com inclinação irá reduzir a cadência e aumentar o tempo do ciclo concomitantemente, fazendo com que o indivíduo melhore o desempenho da marcha a partir da alteração mútua dessas duas variáveis.

O tempo do ciclo apresentou forte correlação com o tempo de balanço de forma que, com o aumento no tempo do ciclo houve aumento no tempo de balanço. Este fato é de fundamental importância para o desempenho da marcha nesta população, pois, estes indivíduos apresentam alterações no sistema cerebelar que contribuem para déficit de equilíbrio de tal forma que a fase de balanço torna-se bastante comprometida nos mesmos e conseqüentemente, altera a fase de apoio e o desempenho funcional da marcha¹⁵. Diante destas associações percebe-se que, a alteração no tempo do ciclo leva à alteração no tempo de balanço e este aspecto pode ser considerado na hora de se planejar a melhor forma de intervenção em esteira inclinada para as crianças com SD, visando melhorar o equilíbrio dinâmico e a funcionalidade da marcha.

Analisando as correlações entre as variáveis angulares observou-se forte correlação entre o ângulo do quadril no contato inicial e na máxima flexão no balanço e entre os ângulos do tornozelo na dorsiflexão e flexão plantar em ambas as condições experimentais. Segundo Prentice et al¹² e Leroux et al¹⁶ a articulação do quadril é a que mais apresenta alterações em superfícies inclinadas e o movimento harmônico entre quadril, joelho e tornozelo é fundamental para a funcionalidade da marcha. Percebe-se que a forte correlação traduz a intrínseca relação entre as articulações e a capacidade da criança se adaptar adequadamente a este tipo de superfície.

Conforme Chang et al²² as crianças com SD apresentam grande variabilidade angular dos segmentos do membro inferior quando começam a andar. Com prática, após de 6 meses do início da marcha, elas continuam apresentando grande variabilidade entretanto, de forma indesejada. Thelen et al²³ destaca que é importante inserir perturbações que modifiquem o movimento para o padrão desejado durante o período de variabilidade. Assim, realizar o treino em superfícies inclinadas colabora para que as variações angulares ocorram de forma sincrônica reduzindo a variabilidade exacerbada e desordenada das articulações e facilitando o desempenho desta habilidade motora.

A análise de tamanho do efeito mostrou que a inclinação teve grande efeito nos ângulos do contato inicial e máxima flexão no balanço da articulação do quadril. A magnitude do efeito se justifica, pois o aumento na angulação do quadril é utilizado como estratégia para adaptar o corpo ao aumento da inclinação^{14, 17,19}. Desta forma, ao se utilizar a inclinação da

esteira para intervenção na marcha de crianças com SD consegue-se exercitar o aumento da flexão de quadril e conseqüentemente, contribuir para melhor adaptação dos indivíduos às superfícies inclinadas que são encontradas em seu cotidiano.

Verificou-se grande efeito da inclinação na angulação do contato inicial do joelho. A população estudada apresenta marcha caracterizada por larga base de apoio e joelhos rígidos e voltados externamente. Tal padrão é utilizado para aumentar a estabilidade por meio da compensação da fixação existente nos joelhos. Entretanto, este padrão não é o ideal, pois limita a movimentação adequada da articulação do quadril, tornando a marcha menos funcional¹⁹. Assim, a inclinação atua melhorando o movimento de flexão do joelho e conseqüentemente, melhorando a funcionalidade da marcha.

O desempenho de uma habilidade motora depende de aspectos biológicos, ambientais e da tarefa^{24,25,26,27}. A abordagem dos Sistemas Dinâmicos demonstra que novas formas de comportamento motor surgem a partir das interações entre vários componentes, dentro de determinado contexto. Esta abordagem está focada nas transições não-lineares que ocorrem em determinado habilidade motora, quando o indivíduo é submetido a perturbações que, quando positivas, irão substituir o padrão motor apresentado por outro padrão mais refinado e habilidoso¹⁶.

A partir da manipulação correta do contexto, com a utilização de perturbações adequadas ao desenvolvimento da habilidade motora que se quer desenvolver ou melhorar, é possível fazer com que um comportamento motor seja desempenhado de forma mais habilidosa e funcional, colaborando assim, para o melhor desenvolvimento do indivíduo em todos os aspectos uma vez que ele terá maior possibilidade de interação e exploração do ambiente em que vive^{23,24,25,26,27}.

Neste sentido, os resultados do estudo demonstram que a inclinação atua como uma perturbação ambiental positiva para a marcha de crianças com Síndrome de Down, por causar alterações positivas nos parâmetros angulares e espaço-temporais da marcha da população estudada, sugerindo assim possível benefício na utilização de esteira elétrica inclinada em 10% para a reabilitação da marcha desta população.

Com estas informações, é possível orientar a prática terapêutica no sentido de planejar a forma de intervenção mais efetiva para os pacientes a fim de desenvolver as potencialidades dos mesmos, levando à melhora da funcionalidade da marcha e da qualidade de vida.

REFERÊNCIAS

1. Araújo AS, Scartezini CM, Krebs RJ. Análise da marcha em crianças portadoras de Síndrome de down e crianças normais com idade de 2 a 5 anos. *Fisioterapia em Movimento*, Curitiba, v. 20, n. 3, p. 79-85, jul./set. 2007.
2. Felício SR, Gaval NM, Zanella RC, Pereira K. Marcha de crianças e jovens com Síndrome de Down. *ConScientiae Saúde*, 2008;7(3):349-356.
3. Ulrich BD, Ulrich DA, Collier DH, Cole EL. Developmental Shifts in the Ability of Infants With Down Syndrome to Produce Treadmill Steps . *Physical Therapy* /Volume 75, Number 1, January 1995.
4. Thelen E, Fisher DM. Newborn stepping: An explanation for a "disappearing reflex." *Developmental Psychology*, 1982, 18, 760- 775.
5. Thelen, E. Learning to walk: Ecological demands and phylogenetic constraints. In L. P. Lipsitt (Ed.), *Advances in infancy research*. 1984, Vol. 3. Norwood, NJ: Ablex.
6. Thelen, E. Treadmill-elicited Stepping in Seven-Month-Old Infants. *Child Development*, 1986, 57, 1498-1506.
7. Stein PS, Daniels-McQueen S. Modular organization of turtle spinal interneurons during normal and deletion fictive rostral scratching. *J Neurosci*. 2002, 22:6800–6809.
8. Mandarino CM, Gayo AC. Adequação do teste de equilíbrio para crianças e jovens portadores da Síndrome de Down. *Integração*. 1999; 9(21):23-28.
9. Chen CL et al. Gait Performance with Compensatory Adaptations in Stroke Patients with Different Degrees of Motor Recovery. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 2003; 82 (12): 925-935.
10. Holden MK, Gill KM, Magliozzi MR, Nathan J, Piehl-Baker L. Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Reliability and meaningfulness. *Phys Ther*. 1984;64(1):35-40.

11. Miyamoto ST, Lombardi J, Berg KO, Ramos LR, Natour J. Brazilian version of the Berg balance scale *Braz J Med Biol Res* 2004; 37: 1411-21.
12. D. Prentice SD, Hasler EN, Groves JJ, Frank JS. Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface. *Gait and Posture* 20 (2004) 255–265.
13. Vogt L, W Banzer. Measurement of lumbar spine kinematics in incline treadmill walking. *Gait and Posture* 9 (1999) 18–23.
14. Riley PO, Paolini G, Croce UD , Paylo KW, Kerrigan DC. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture* 26 (2007) 17–24 .
15. Agiovlasitis S , McCubbin JA , Yun J , Mpitsos G , Pavol MJ. Effects of Down syndrome on three-dimensional motion during walking at different speeds. *Gait & Posture* 30 (2009) 345–350.
16. Leroux A, Fung J, Barbeau H. Adaptation of the walking pattern to uphill walking in normal and spinal-cord injured subjects. *Exp Brain Res* (1999) 126:359–368.
17. Stoquart G, Detrembleur C, Lejeune T. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* (2008) 38, 105—116.
18. Leroux A, Fung J , Barbeau H, Postural adaptation to walking on inclined surfaces: Normal strategies. *Gait and Posture* 15 (2002) 64–74.
19. Copetti F, Mota CB, Graup S, Menezes KM e Venturini EB. Comportamento angular do andar de crianças com Síndrome de Down após intervenção com equoterapia. *Rev. bras. fisioter*, v. 11, n. 6, p. 503-507, nov./dez. 2007.
20. Van Hedel HJA. Gait Speed in Relation to Categories of Functional Ambulation After Spinal Cord Injury. *Neurorehabil Neural Repair* 2009; 23; 343.

21. Angulo-Barroso RM , Wu J, Ulrich DA. Long-term effect of different treadmill interventions on gait development in new walkers with Down syndrome. *Gait & Posture* 27 (2008) 231–238.
22. Chang CL, Kubo M , Ulrich BD .Emergence of neuromuscular patterns during walking in toddlers with typical development and with Down syndrome. *Human Movement Science* 28 (2009) 283–296.
23. Thelen E, Ulrich BD. Hidden skills: A dynamic systems analysis of treadmill stepping during the first year. In: *Monographs of the Society for Research in Child Development*. 1991, 56 (1, Serial No.223).
24. Yang JF, Lamont EV, Pang MYC. Split-Belt Treadmill Stepping in Infants Suggests Autonomous Pattern Generators for the Left and Right Leg in Humans.*J. Neurosci.*, July 20, 2005 • 25(29):6869–6876
25. Rocha NACF, Silva FPS, Tudella E. Influência do tamanho e da rigidez dos objetos nos ajustes proximais e distais do alcance de lactentes. *Rev. bras. fisioter.*, São Carlos, v. 10, n. 3, p. 263-269, jul./set. 2006.
26. Chen CL et al. Gait Performance with Compensatory Adaptations in Stroke Patients with Different Degrees of Motor Recovery. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 2003; 82 (12): 925-935.
27. Filippin NT ,Murazo CF, Rigotti M, Bonamigo ECB. A influência do treinamento da marcha com suporte parcial de peso corporal na diplegia espástica. *Fisioterapia Brasil*. V 03 N°3. 2006.

4. CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados deste estudo mostram que a inclinação da esteira elétrica afetou algumas variáveis espaço-temporais da marcha das crianças com Síndrome de Down. Quando avaliados os parâmetros angulares, verificaram-se alterações significativas nas angulações de quadril, joelho e tornozelo durante praticamente todas as fases da marcha.

Assim, a inclinação atua como uma perturbação ambiental positiva para a marcha de crianças com Síndrome de Down, por causar alterações positivas nos parâmetros angulares e espaço-temporais da marcha da população estudada, sugerindo assim possível benefício na utilização de esteira elétrica inclinada em 10% para a reabilitação da marcha desta população.

Com estas informações, é possível orientar a prática terapêutica no sentido de planejar a forma de intervenção mais efetiva para os pacientes a fim de desenvolver as potencialidades dos mesmos, levando à melhora da funcionalidade da marcha e da qualidade de vida.

Deve-se considerar, entretanto que a manutenção da velocidade constante nas duas condições experimentais pode ter atuado como fator limitante para a alteração das variáveis espaço-temporais, podendo em futuros estudos, ser utilizada velocidade variável associada à inclinação para avaliar os efeitos das duas perturbações sobre as variáveis angulares e espaço-temporais da marcha de crianças com Síndrome de Down.

Outra limitação encontrada diz respeito à faixa etária das crianças estudadas. Na faixa etária estudada, a marcha já está estabelecida e, embora constatado que a inclinação funciona como perturbação positiva sobre a marcha destes pacientes, resultados ainda mais satisfatórios podem ser obtidos ao se realizar do treino de marcha em esteira inclinada em crianças de faixa etária mais baixa no período de aquisição da habilidade motora.

5. REFERÊNCIAS

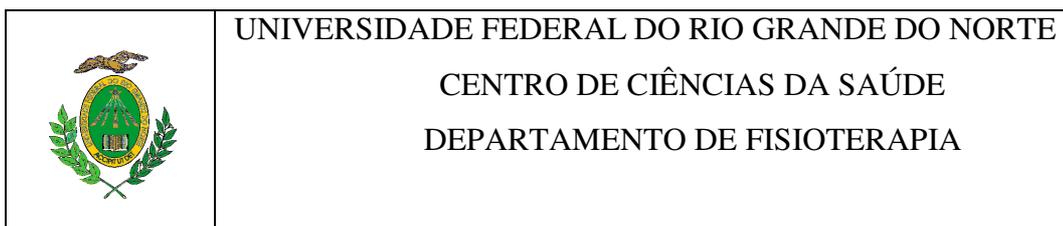
1. Araújo AS, Scartezini CM, Krebs RJ. Análise da marcha em crianças portadoras de Síndrome de down e crianças normais com idade de 2 a 5 anos. *Fisioterapia em Movimento*, Curitiba, v. 20, n. 3, p. 79-85, jul./set. 2007.
2. Felício SR, Gaval NM, Zanella RC, Pereira K. Marcha de crianças e jovens com Síndrome de Down. *ConScientiae Saúde*, 2008;7(3):349-356.
3. Ulrich BD, Ulrich DA, Collier DH, Cole EL. Developmental Shifts in the Ability of Infants With Down Syndrome to Produce Treadmill Steps . *Physical Therapy* /Volume 75, Number 1, January 1995.
4. Thelen E, Bradshaw C, Ward JA. Spontaneous kicking in month-old infants: Manifestations of a human central locomotor program. *Behavioral and Neural Biology*, 1981, 32, 45-53.
5. Thelen E, Fisher DM. Newborn stepping: An explanation for a "disappearing reflex." *Developmental Psychology*, 1982, 18, 760- 775.
6. Thelen E, Fisher DM. The organization of spontaneous leg movements in newborn infants. *Journal of Motor Behavior*, 1983, 15, 353-377.
7. Thelen, E. Learning to walk: Ecological demands and phylogenetic constraints. In L. P. Lipsitt (Ed.), *Advances in infancy research*. 1984, Vol. 3. Norwood, NJ: Ablex.
8. Thelen, E. Treadmill-elicited Stepping in Seven-Month-Old Infants. *Child Development*, 1986, 57, 1498-1506.
9. Campos D, Santos DCC, Gonçalves VMG. Importância da variabilidade na aquisição de habilidades motoras. *Rev Neurociencias* 2005; 13(3): 152-157.
10. Rocha NACF, Tudella E. A influência da postura sobre o estado comportamental e a coordenação mão-boca do bebê. *Rev Bras Fisio* 2002; 6: 1-7.
11. Hopinks B, Ronnqvist L. Facilitating postural control: effects on the reaching behavior of 6-month-old infants. *Develop Psychobiol* 2002; 40: 168-82.

12. Stein PS, Daniels-McQueen S. Modular organization of turtle spinal interneurons during normal and deletion fictive rostral scratching. *J Neurosci.*2002, 22:6800–6809.
13. Stein PS, Daniels-McQueen. Variations in motor patterns during fictive rostral scratching in the turtle: knee-related deletions. *J Neurophysiol.*2004, 91:2380 –2384.
14. Yang JF, Lamont EV, Pang MYC. Split-Belt Treadmill Stepping in Infants Suggests Autonomous Pattern Generators for the Left and Right Leg in Humans. *J. Neurosci.*, July 20, 2005 • 25(29):6869–6876
15. Ulrich BD et al. The impact of context manipulations on movement patterns during a transition period. *Human Movement Science* 17 (1998) 327-346.
16. Carvalho RP, Gonçalves H, Tudella E. Influência do nível de habilidade e posição corporal no alcance de lactentes. *Rev Bras Fisioter*, São Carlos, v. 12, n. 3, p. 195-203, mai./jun. 2008.
17. Toledo AM, Tudella E. The development of reaching behavior in low-risk preterm infants. *Infant Behavior & Development*, v. 31, p. 398-407, 2008.
18. Rocha NACF, Silva FPS, Tudella E. Influência do tamanho e da rigidez dos objetos nos ajustes proximais e distais do alcance de lactentes. *Rev. bras. fisioter.*, São Carlos, v. 10, n. 3, p. 263-269, jul./set. 2006.
19. Zanone PG, Kelso JAS, Jeka JJ, 1993. Concepts and methods for a dynamical approach to behavioral coordination and change. In: Savelsbergh, G.J.P (Ed.), *The Development of Coordination in Infancy*. Elsevier, Amsterdam,1993, pp. 89±135.
20. Thelen E, Ulrich BD. Hidden skills: A dynamic systems analysis of treadmill stepping during the first year. In: *Monographs of the Society for Research in Child Development*. 1991, 56 (1, Serial No.223).

21. Ulrich BD, Jensen JL, Thelen E, Schneider K, Zernicke, RF. Adaptive dynamics of the leg movement patterns of human infants: II. Treadmill stepping in infants and adults. *J. Motor Behavior*, 1994, 26, 313±324.
22. Kamm K, Thelen E, Jensen JL. A dynamical systems approach to motor development. *Physical Therapy*, 1990, 70, 763-75.
23. Barela JA, Ferreira, JN. Passadas desencadeadas por esteira rolante em crianças portadoras de paralisia cerebral. *Revista da SOBAMA*. Dezembro 2000, Vol. 5 n. 1, pp. 39-44
24. Ulrich DA, Lloyd MC, Tiernan CW, et al. Effects of intensity of treadmill training on developmental outcomes and stepping in infants with Down syndrome: a randomized trial. *Phys Ther*. 2008;88:114-122.
25. Mandarino CM, Gayo AC. Adequação do teste de equilíbrio para crianças e jovens portadores da Síndrome de Down. *Integração*. 1999; 9(21):23-28.
26. Chen CL et al. Gait Performance with Compensatory Adaptations in Stroke Patients with Different Degrees of Motor Recovery. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 2003; 82 (12): 925-935.
27. Mauritz KH. Gait training in hemiplegia. *European Journal of Neurology* 2002; 9 (Suppl 1) 23-29.
28. Filippin NT, Murazo CF, Rigotti M, Bonamigo ECB. A influência do treinamento da marcha com suporte parcial de peso corporal na diplegia espástica. *Fisioterapia Brasil*. V 03 N°3. 2006.
29. JF Yang, Stephens MJ, Vishram R. Infant stepping: a method to study the sensory control of human walking. *Journal of Physiology* (1998), 507.3, pp. 927—937

30. Angulo-Barroso et al. Exploring effects of different treadmill interventions on walking onset and gait patterns in infants with Down syndrome. *Developmental Medicine & Child Neurology* 2007, 49: 839–845
31. Angulo-Barroso et al. Physical activity in infants with Down syndrome receiving a treadmill intervention. *Infant Behavior & Development* 31 (2008) 255–269
32. Ulrich et al. Treadmill Training of Infants With Down Syndrome: Evidence-Based. Developmental Outcomes. *Pediatrics* Vol. 108 No. 5 November 2001
33. Berger SE, Theuring C, Adolph KE. How and when infants learn to climb stairs. *Infant Behavior & Development* 30 (2007) 36–49.
34. Campos AC, Rocha NACF, Savelsbergh GJP. Reaching and grasping movements in infants at risk: A review. *Research in Developmental Disabilities* 30 (2009) 819–826.
35. Holden MK, Gill KM, Magliozzi MR, Nathan J, Piehl-Baker L. Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Reliability and meaningfulness. *Phys Ther.* 1984;64(1):35-40.
36. Miyamoto ST, Lombardi J, Berg KO, Ramos LR, Natour J. Brazilian version of the Berg balance scale *Braz J Med Biol Res* 2004; 37: 1411-21.
37. Tokuhiro A, Nagashima H, Takechi H. Electromyographic kinesiology of lower extremity muscles during slope walking. *Arch Phys Med Rehabil.* 1985;66(9):610-3.
38. D. Prentice SD, Hasler EN, Groves JJ, Frank JS. Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface. *Gait and Posture* 20 (2004) 255–265.
39. Vogt L, W Banzer. Measurement of lumbar spine kinematics in incline treadmill walking. *Gait and Posture* 9 (1999) 18–23.

40. Riley PO, Paolini G, Croce UD , Paylo KW, Kerrigan DC. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture* 26 (2007) 17–24 .
41. Agiovlasitis S , McCubbin JA , Yun J , Mpitsos G , Pavol MJ. Effects of Down syndrome on three-dimensional motion during walking at different speeds. *Gait & Posture* 30 (2009) 345–350.
42. Leroux A, Fung J, Barbeau H. Adaptation of the walking pattern to uphill walking in normal and spinal-cord injured subjects. *Exp Brain Res* (1999) 126:359–368.
43. Stoquart G, Detrembleur C, Lejeune T. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* (2008) 38, 105—116.
44. Leroux A, Fung J , Barbeau H, Postural adaptation to walking on inclined surfaces: Normal strategies. *Gait and Posture* 15 (2002) 64–74.
45. Copetti F, Mota CB, Graup S, Menezes KM e Venturini EB. Comportamento angular do andar de crianças com Síndrome de Down após intervenção com equoterapia. *Rev. bras. fisioter*, v. 11, n. 6, p. 503-507, nov./dez. 2007.
46. Van Hedel HJA. Gait Speed in Relation to Categories of Functional Ambulation After Spinal Cord Injury. *Neurorehabil Neural Repair* 2009; 23; 343.
47. Angulo-Barroso RM , Wu J, Ulrich DA. Long-term effect of different treadmill interventions on gait development in new walkers with Down syndrome. *Gait & Posture* 27 (2008) 231–238.48. Chang CL, Kubo M , Ulrich BD .Emergence of neuromuscular patterns during walking in toddlers with typical development and with Down syndrome. *Human Movement Science* 28 (2009) 283–296.



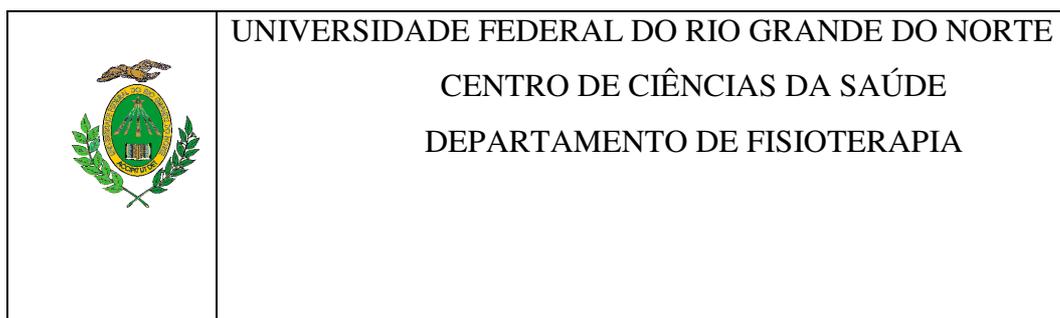
Escala de Categoria de Deambulação Funcional

CATEGORIAS DE DEAMBULAÇÃO FUNCIONAL

Nome: _____

Idade: _____

0. Sujeito não consegue deambular;
1. Sujeito requer firme suporte contínuo de uma pessoa para ajudar no suporte de peso e equilíbrio;
2. Sujeito requer suporte contínuo ou intermitente de uma pessoa para ajudar no equilíbrio e coordenação;
3. Sujeito requer supervisão verbal;
4. Sujeito caminha independentemente e requer ajuda apenas para subir degraus
5. Sujeito consegue deambular independentemente.



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TÍTULO DA PESQUISA: Análise dos efeitos da inclinação sobre o equilíbrio e a marcha de crianças portadoras de Síndrome de Down.

INVESTIGADORES: Profa. Dra. Ana Raquel Rodrigues Lindquist

Thayse de Lucena e Moura

Esclarecimentos

Este é um convite para seu filho participar da pesquisa “Análise dos efeitos da inclinação sobre o equilíbrio e a marcha de crianças portadoras de Síndrome de Down”, que é coordenada pela Profa. Ana Raquel Rodrigues Lindquist.

Sua participação é voluntária, o que significa que você poderá desistir a qualquer momento, retirando seu consentimento, sem que isso lhe traga nenhum prejuízo ou penalidade.

Essa pesquisa procura investigar os efeitos da inclinação utilizada na fisioterapia para o treinamento da marcha (andar) e equilíbrio, observando posteriormente, se há benefícios na utilização destes recursos nas articulações (quadril, joelho e tornozelo) e melhora na função da marcha (andar). Caso decida aceitar o convite, seu filho será submetido(a) ao(s) seguinte(s) **procedimentos**: 1- a pesquisadora responsável realizará o preenchimento de uma ficha com dados de identificação do seu filho, 2 – avaliação do grau de deambulação

(caminhada) como critério de inclusão na pesquisa, 3- aplicação de um questionário e de testes para avaliação do equilíbrio, 4-Avaliação da marcha na esteira através do uso de marcadores reflexivos capturados por um sistema de câmeras que transfere as informações para o computador, 5- Avaliação da descarga de peso da criança parada em um aparelho chamado de baropodometria.

Os riscos envolvidos com sua participação são: A referente pesquisa não apresentará nenhum risco ao participante, uma vez que os recursos utilizados são amplamente utilizados em pacientes com alterações da marcha.

Você terá os seguintes benefícios ao participar da pesquisa: seu filho será beneficiado por uma avaliação minuciosa das características da marcha do mesmo, que fornecerá informações importantes sobre a sua marcha e equilíbrio, servindo de base para melhorar a terapia empregada.

Confidencialidade: todas as informações obtidas serão sigilosas e seu nome não será identificado em nenhum momento. Os dados serão guardados em local seguro e a divulgação dos resultados será feita de forma a não identificar os voluntários.

Dano advindo da pesquisa e ressarcimento: se você tiver algum gasto que seja devido à sua participação na pesquisa, você será ressarcido, caso solicite. Em qualquer momento, se você sofrer algum dano comprovadamente decorrente desta pesquisa, você terá direito a indenização.

Você ficará com uma cópia deste Termo e toda a dúvida que você tiver a respeito desta pesquisa, poderá perguntar diretamente para **Thayse de Lucena e Moura** no departamento de Fisioterapia da UFRN ou pelo telefone **(83) 88329450**.

Dúvidas a respeito da ética dessa pesquisa poderão ser questionadas ao Comitê de Ética em Pesquisa da UFRN no endereço Praça do Campus Universitário, Lagoa Nova, Natal/RN ou pelo telefone (84)215-3135

Consentimento Livre e Esclarecido

Declaro que compreendi os objetivos desta pesquisa, como ela será realizada, os riscos e benefícios envolvidos e concordo em participar voluntariamente da pesquisa:

Efeitos da inclinação na marcha de crianças com Síndrome de Down.

Participante da pesquisa:

Nome (letra de forma)



Assinatura

Em caso de dúvida ou necessidade de entrar em contato com os pesquisadores:

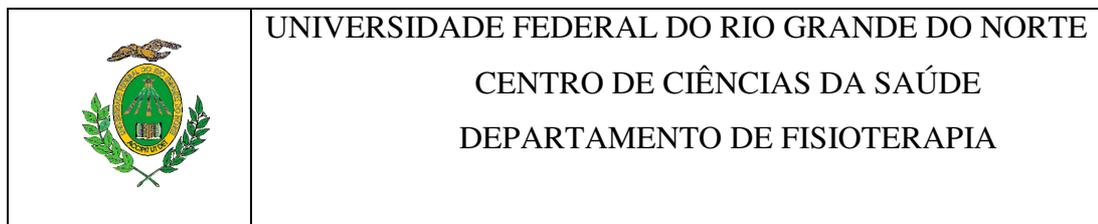
Profa. Dra. Ana Raquel Rodrigues Lindquist

Endereço: R. Lafayette Lamartine, 1876. Ap. 1001B, Candelária. Natal-RN, Telefone: (84) 9607-1517 E-mail: raquellindquist@pq.cnpq.br

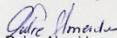
Fisioterapeuta Thayse de Lucena e Moura

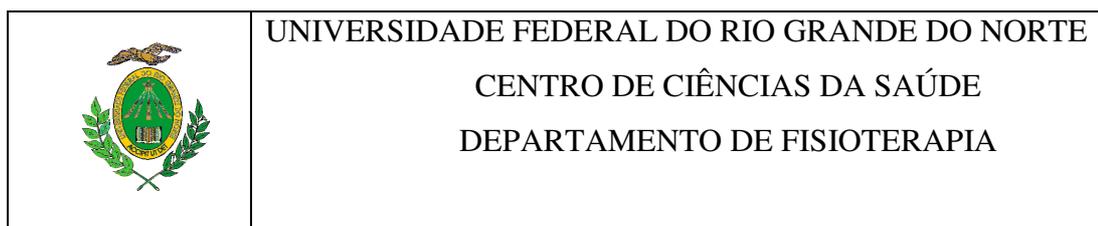
R. Cassiano Pereira 927, Jardim Paulistano, Campina Grande - PB, Telefone: (83) 8832-9450
E-mail: tatalucena@gmail.com

(Assinatura do pesquisador responsável)



Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa da UFRN

	MINISTÉRIO DE EDUCAÇÃO UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE – UFRN COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA – CEP
PARECER Nº 194/2009 (Final)	
Prot. nº CAAE Projeto de Pesquisa Área de Conhecimento Pesquisador Responsável Instituição Onde Será Realizado* Instituição Sediadora Nível de Abrangência do Projeto de Pesquisa Período de Realização Revisão Ética	038/09 – CEP-UFRN 0039.0.051.000-09 Análise dos efeitos da inclinação sobre o equilíbrio e a marcha de crianças portadoras de síndrome de down Ciências da Saúde – Fisioterapia - Grupo III Ana Raquel Rodrigues Lindquist Universidade Federal do Rio Grande do Norte UFRN/Departamento de Fisioterapia/Laboratório de Avaliação Neurofuncional do Movimento Humano Obtenção do grau de mestre Início: Junho 2009 Término: Agosto de 2009 – Arrolamento dos sujeitos: o mesmo 31 de julho de 2009
RELATO	
Considerando que as pendências expostas por este Comitê, foram adequadamente cumpridas, o Protocolo de Pesquisa em pauta enquadra-se na categoria de APROVADO.	
ORIENTAÇÕES AO PESQUISADOR: em conformidade com a Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP) através do Manual Operacional para Comitês de Ética em Pesquisa (Brasília, 2002) e Resol. 196/96 – CNS o pesquisador responsável deve:	
1. entregar ao sujeito da pesquisa uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), na íntegra, por ele assinada (Resol. 196/96 – CNS – item IV.2d);	
2. desenvolver a pesquisa conforme foi delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após a análise das razões da descontinuidade pelo CEP/UFRN (Resol. 196/96 – CNS – item III.3z);	
3. apresentar ao CEP/UFRN eventuais emendas ou extensões ao protocolo original, com justificativa (Manual Operacional para Comitês de Ética em Pesquisa – CONEP – Brasília – 2002 – p.41);	
4. apresentar ao CEP/UFRN relatório final após conclusão da pesquisa - (Manual Operacional para Comitês de Ética em Pesquisa - CONEP – Brasília – 2002 – p.65);	
Os formulários para os Relatórios Parciais e Final estão disponíveis na página do CEP/UFRN (www.etica.ufrn.br).	
Natal, 12 de agosto de 2009.	
 Dulcé Almeida COORDENADORA DO CEP-UFRN	
Comitê de Ética em Pesquisa, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, CP 1666, Natal, RN, 59078-970, Brasil, fone/fax: xx (84) 3215-3135, e-mail cepufrn@reitoria.ufrn.br , http://www.etica.ufrn.br	
1/1	



Escala de Equilíbrio de Berg

Este teste é constituído por uma escala de 14 tarefas comuns que envolvem o equilíbrio estático e dinâmico tais como alcançar, girar, transferir-se, permanecer em pé e levantar-se. A realização das tarefas é avaliada através de observação e a pontuação varia de 0 – 4 totalizando um máximo de 56 pontos. Estes pontos devem ser subtraídos caso o tempo ou a distância não sejam atingidos, o sujeito necessite de supervisão para a execução da tarefa, ou se o sujeito apóia-se num suporte externo ou recebe ajuda do examinador. De acordo com Shumway-Cook & Woollacott (2003), na amplitude de 56 a 54, cada ponto a menos é associado a um aumento de 3 a 4% abaixo no risco de quedas, de 54 a 46 a alteração de um ponto é associada a um aumento de 6 a 8% de chances, sendo que abaixo de 36 pontos o risco de quedas é quase de 100%.

DESCRIÇÃO DOS ITENS	Pontuação (0-4)
1. Sentado para em pé	_____
2. Em pé sem apoio	_____
3. Sentado sem apoio	_____
4. Em pé para sentado	_____
5. Transferências	_____
6. Em pé com os olhos fechados	_____

7. Em pé com os pés juntos	_____
8. Reclinar à frente com os braços estendidos	_____
9. Apanhar objeto do chão	_____
10. Virando-se para olhar para trás	_____
11. Girando 360 graus	_____
12. Colocar os pés alternadamente sobre um banco	_____
13. Em pé com um pé em frente ao outro	_____
14. Em pé apoiado em um dos pés	_____
TOTAL	_____

INSTRUÇÕES GERAIS

- Demonstre cada tarefa e/ou instrua o sujeito da maneira em que está escrito abaixo. Quando reportar a pontuação, registre a categoria da resposta de menor pontuação relacionada a cada item.

- Na maioria dos itens pede-se ao sujeito manter uma dada posição por um tempo determinado. Progressivamente mais pontos são subtraídos caso o tempo ou a distância não sejam atingidos, caso o sujeito necessite de supervisão para a execução da tarefa, ou se o sujeito apóia-se num suporte externo ou recebe ajuda do examinador.

- É importante que se torne claro aos sujeitos que estes devem manter seus equilíbrios enquanto tentam executar a tarefa. A escolha de qual perna permanecerá como apoio e o

alcance dos movimentos fica a cargo dos sujeitos. Julgamentos inadequados irão influenciar negativamente na performance e na pontuação.

Os equipamentos necessários são um cronômetro (ou relógio comum com ponteiro dos segundos) e uma régua ou outro medidor de distância com fundos de escala de 5, 12,5 e 25cm. As cadeiras utilizadas durante os testes devem ser de altura razoável. Um degrau ou um banco (da altura de um degrau) pode ser utilizado para o item #12.

1. SENTADO PARA EM PÉ

INSTRUÇÕES: Por favor, fique de pé. Tente não usar suas mãos como suporte.

() 4 capaz de permanecer em pé sem o auxílio das mãos e estabilizar de maneira independente

() 3 capaz de permanecer em pé independentemente usando as mãos

() 2 capaz de permanecer em pé usando as mão após várias tentativas

() 1 necessidade de ajuda mínima para ficar em pé ou estabilizar

() 0 necessidade de moderada ou máxima assistência para permanecer em pé

2. EM PÉ SEM APOIO

INSTRUÇÕES: Por favor, fique de pé por dois minutos sem se segurar em nada.

() 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos

() 3 capaz de permanecer em pé durante 2 minutos com supervisão

() 2 capaz de permanecer em pé durante 30 segundos sem suporte

() 1 necessidade de várias tentativas para permanecer 30 segundos sem suporte

() 0 incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem assistência

Se o sujeito é capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, marque pontuação máxima na situação sentado sem suporte. Siga diretamente para o item #4.

3. SENTADO SEM SUPORTE PARA AS COSTAS MAS COM OS PÉS APOIADOS SOBRE O CHÃO OU SOBRE UM BANCO

INSTRUÇÕES: Por favor, sente-se com os braços cruzados durante 2 minutos.

() 4 capaz de sentar com segurança por 2 minutos

() 3 capaz de sentar com por 2 minutos sob supervisão

() 2 capaz de sentar durante 30 segundos

() 1 capaz de sentar durante 10 segundos

() 0 incapaz de sentar sem suporte durante 10 segundos

4. EM PÉ PARA SENTADO

INSTRUÇÕES: Por favor, sente-se.

() 4 senta com segurança com o mínimo uso das mãos

() 3 controla descida utilizando as mãos

() 2 apóia a parte posterior das pernas na cadeira para controlar a descida

() 1 senta independentemente mas apresenta descida descontrolada

() 0 necessita de ajuda para sentar

5. TRANSFERÊNCIAS

INSTRUÇÕES: Pedir ao sujeito para passar de uma cadeira com descanso de braços para outra sem descanso de braços (ou uma cama)

- () 4 capaz de passar com segurança com o mínimo uso das mãos
- () 3 capaz de passar com segurança com uso das mãos evidente
- () 2 capaz de passar com pistas verbais e/ou supervisão
- () 1 necessidade de assistência de uma pessoa
- () 0 necessidade de assistência de duas pessoas ou supervisão para segurança

6. EM PÉ SEM SUPORTE COM OLHOS FECHADOS

- INSTRUÇÕES: Por favor, feche os olhos e permaneça parado por 10 segundos
- () 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 10 segundos
- () 3 capaz de permanecer em pé com segurança por 10 segundos com supervisão
- () 2 capaz de permanecer em pé durante 3 segundos
- () 1 incapaz de manter os olhos fechados por 3 segundos mas permanecer em pé
- () 0 necessidade de ajuda para evitar queda

7. EM PÉ SEM SUPORTE COM OS PÉS JUNTOS

- INSTRUÇÕES: Por favor, mantenha os pés juntos e permaneça em pé sem se segurar
- () 4 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente com segurança por 1 minuto
- () 3 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente com segurança por 1 minuto, com supervisão
- () 2 capaz de permanecer em pé com os pés juntos independentemente e se manter por 30 segundos
- () 1 necessidade de ajuda para manter a posição mas capaz de ficar em pé por 15 segundos com os pés juntos

() 0 necessidade de ajuda para manter a posição mas incapaz de se manter por 15 segundos

8. ALCANCE A FRENTE COM OS BRAÇOS EXTENDIDOS PERMANECENDO EM PÉ

INSTRUÇÕES: Mantenha os braços estendidos a 90 graus. Estenda os dedos e tente alcançar a maior distância possível. (o examinador coloca uma régua no final dos dedos quando os braços estão a 90 graus. Os dedos não devem tocar a régua enquanto executam a tarefa. A medida registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar enquanto o sujeito está na máxima inclinação para frente possível. Se possível, pedir ao sujeito que execute a tarefa com os dois braços para evitar rotação do tronco.)

() 4 capaz de alcançar com confiabilidade acima de 25cm (10 polegadas)

() 3 capaz de alcançar acima de 12,5cm (5 polegadas)

() 2 capaz de alcançar acima de 5cm (2 polegadas)

() 1 capaz de alcançar mas com necessidade de supervisão

() 0 perda de equilíbrio durante as tentativas / necessidade de suporte externo

9. APANHAR UM OBJETO DO CHÃO A PARTIR DA POSIÇÃO EM PÉ

INSTRUÇÕES: Pegar um sapato/chinelo localizado a frente de seus pés

() 4 capaz de apanhar o chinelo facilmente e com segurança

() 3 capaz de apanhar o chinelo mas necessita supervisão

() 2 incapaz de apanhar o chinelo mas alcança 2-5cm (1-2 polegadas) do chinelo e manter o equilíbrio de maneira independente

() 1 incapaz de apanhar e necessita supervisão enquanto tenta

() 0 incapaz de tentar / necessita assistência para evitar perda de equilíbrio ou queda

10. EM PÉ, VIRAR E OLHAR PARA TRÁS SOBRE OS OMBROS DIREITO E ESQUERDO

INSTRUÇÕES: Virar e olhar para trás sobre o ombro esquerdo. Repetir para o direito. O examinador pode pegar um objeto para olhar e colocá-lo atrás do sujeito para encorajá-lo a realizar o giro.

() 4 olha para trás por ambos os lados com mudança de peso adequada

() 3 olha para trás por ambos por apenas um dos lados, o outro lado mostra menor mudança de peso

() 2 apenas vira para os dois lados mas mantém o equilíbrio

() 1 necessita de supervisão ao virar

() 0 necessita assistência para evitar perda de equilíbrio ou queda

11. VIRAR EM 360 GRAUS

INSTRUÇÕES: Virar completamente fazendo um círculo completo. Pausa. Fazer o mesmo na outra direção

() 4 capaz de virar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos

() 3 capaz de virar 360 graus com segurança para apenas um lado em 4 segundos ou menos

() 2 capaz de virar 360 graus com segurança mas lentamente

() 1 necessita de supervisão ou orientação verbal

() 0 necessita de assistência enquanto vira

12. COLOCAR PÉS ALTERNADOS SOBRE DEGRAU OU BANCO PERMANECENDO EM PÉ E SEM APOIO

INSTRUÇÕES: Colocar cada pé alternadamente sobre o degrau/banco. Continuar até cada pé ter tocado o degrau/banco quatro vezes.

() 4 capaz de ficar em pé independentemente e com segurança e completar 8 passos em 20 segundos

- () 3 capaz de ficar em pé independentemente e completar 8 passos em mais de 20 segundos
- () 2 capaz de completar 4 passos sem ajuda mas com supervisão
- () 1 capaz de completar mais de 2 passos necessitando de mínima assistência
- () 0 necessita de assistência para prevenir queda / incapaz de tentar

13. PERMANECER EM PÉ SEM APOIO COM OUTRO PÉ A FRENTE

INSTRUÇÕES: (DEMOSTRAR PARA O SUJEITO) Colocar um pé diretamente em frente do outro. Se você perceber que não pode colocar o pé diretamente na frente, tente dar um passo largo o suficiente para que o calcanhar de seu pé permaneça a frente do dedo de seu outro pé. (Para obter 3 pontos, o comprimento do passo poderá exceder o comprimento do outro pé e a largura da base de apoio pode se aproximar da posição normal de passo do sujeito).

- () 4 capaz de posicionar o pé independentemente e manter por 30 segundos
- () 3 capaz de posicionar o pé para frente do outro independentemente e manter por 30 segundos
- () 2 capaz de dar um pequeno passo independentemente e manter por 30 segundos
- () 1 necessidade de ajuda para dar o passo mas pode manter por 15 segundos
- () 0 perda de equilíbrio enquanto dá o passo ou enquanto fica de pé

14. PERMANECER EM PÉ APOIADO EM UMA PERNA

INSTRUÇÕES: Permaneça apoiado em uma perna o quanto você puder sem se apoiar

- () 4 capaz de levantar a perna independentemente e manter por mais de 10 segundos
- () 3 capaz de levantar a perna independentemente e manter entre 5 e 10 segundos
- () 2 capaz de levantar a perna independentemente e manter por 3 segundos ou mais

() 1 tenta levantar a perna e é incapaz de manter 3 segundos, mas permanece em pé independentemente

() 0 incapaz de tentar ou precisa de assistência para evitar queda

() **PONTUAÇÃO TOTAL (máximo = 56)**

	<p>UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA</p>
---	---

Ficha de identificação de paciente

1. Nome: _____
2. Paciente número: _____
3. Data de Nascimento: ____/____/____
4. Filiação:
 - a. Pai: _____
 - b. Mãe: _____
5. Peso: _____
6. Altura: _____
7. Número do calçado: _____
8. Velocidade na esteira 0%: _____
9. Velocidade na esteira 10%: _____
10. Realiza tratamento fisioterapêutico? _____
 - a. Há quanto tempo? _____

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)