

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

ROBERTA DELASTA LAZZARI

ANÁLISE DO COEFICIENTE DE ATRITO NA MARCHA DE
CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL

São Paulo, SP
2018

ROBERTA DELASTA LAZZARI

**ANÁLISE DO COEFICIENTE DE ATRITO NA MARCHA DE
CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL**

Tese apresentada a Universidade Nove de Julho
para ao Programa de Doutorado em Ciências da
Reabilitação para obtenção do Título de Doutora em
Ciências da Reabilitação

Orientadora: Prof^a Dr^a Luciana Malosa Sampaio

Co-Orientadores: Prof^a Dr^a Cláudia Santos Oliveira
e Prof^a Dr^a Manuela Galli

São Paulo, SP

2018

FICHA CATALOGRÁFICA

Lazzari, Roberta Delasta.

Análise do coeficiente de atrito na marcha de crianças com paralisia cerebral. / Roberta Delasta Lazzari. 2018.

109 f.

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

Orientador (a): Prof^a. Dr^a. Luciana Maria Malosa Sampaio.

1. Análise de marcha. 2. Coeficiente de atrito. 3. Paralisia cerebral. 4. Estimulação transcraniana.

I. Sampaio, Luciana Maria Malosa. II. Título

CDU 615.8

São Paulo, 29 de Novembro de 2018.

TERMO DE APROVAÇÃO

Aluno (a): Roberta Delasta Lazzari

Título da Tese: " Análise do Coeficiente de Atrito na Marcha de Crianças com Paralisia Cerebral.."

Presidente: PROFA. DRA. LUCIANA MARIA MALOSÁ SAMAPAIO JORGE



Membro: PROF. DR. FABIANO POLITTI



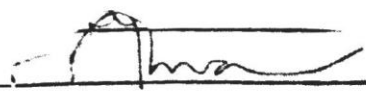
Membro: PROFA. DRA. SANDRA KALIL BUSSADORI



Membro: PROFA. DRA. VERONICA CIMOLIN



Membro: PROFA. DRA. NÚBIA MARIA FREIRE VIEIRA LIMA



Dedicatória

É com muito Amor que dedico esta dissertação Ao Eterno Deus, Autor e Consumador da Minha Fé, aos meus Pais e meus Irmãos que nunca mediram esforços para que meus sonhos pudessem ser tornar realidade, ao meu amado Renan, e ao meu Bem Maior, minha filha amada Sarah

Agradecimentos

Ao meu Criador, Deus, ao meu Salvador, Jesus Cristo e ao meu Consolador, o Espírito Santo de Deus...

Muitas Foram As Guerras nesse tempo, mas em todas Elas o Senhor me Fez Vencer, o Senhor me Deu Forças Para Prosseguir, O Senhor me Direcionou, nas Muitas Vezes em que eu Pensei em Desistir!!! Toda Honra e Toda Glória sejam dadas a Ti!!!

Aos meus Pais...Roberto e Marini, por todo investimento na minha Vida, pelo Tempo, pelo Amor, Paciência, Compreensão e Zêlo!!! Por torcerem pelo meu Sucesso, e colaborarem com a Realização dos meus Sonhos! Pelo cuidado com a minha Princesa Sarah. Por serem meus grandes exemplos de vida, e serem Combustível para seguri em Frente...sem esse Suporte não seria possível!!!

Ao meu bem maior...minha filha Sarah, por me receber sempre com um Abraço e um lindo Sorriso, por compreender minhas Ausências, Minha Falta de Tempo e a minha Dedicção aos Estudos, por me fazer superar todas dificuldades com Alegria e fazer valer a pena cada esforço, com certeza por Você eu cheguei até aqui!

Ao Meu Amor Renan...Meu Amado, Companheiro, por estar Presente, mesmo em meio a todas as Minhas Ausências, compreender e participar dos Meus Sonhos.

Aos Meus Irmãos Marcela e João, e a Minha Tia Marlene...que sempre deram Suporte, por serem presentes na minha vida, por cuidarem da Sarah na minha ausência...vocês fazem parte dessa Conquista!!!

À Profa. Dra. Luciana Malosa Sampaio...Minha Orientadora, por sua Confiança, Paciência, por aceitar esse Desafio de Finalizar esse Ciclo e assumir a Responsabilidade para Finalização desse trabalho, Meu Imenso Prestígio e Admiração Eterna!!!

À Profa. Dra. Cláudia Santos Oliveira...Minha Mãe Científica, por sua Confiança, Paciência, Incentivo, Carinho, Amizade, Conhecimento, por todo AMOR nesses Intensos anos, você sempre será um Referencial para mim...por sua infinita Sabedoria, Assertividade, Serenidade, Honestidade e Competência que permitiram a realização desse trabalho. Tenha a certeza de que muito mais do que minha Realização pessoal a finalização desse Doutorado foi pra Honrar a Você!!!

Per il Prof^a Dra. Manuela Galli ...Grazie per tutta la conoscenza, tutta la dedicazione, per tutta la collaborazione, la disponibilità di insegnamento, per tutti questi anni di vera partenariati

A la Prof^a Olga Vargas...Por recibirme en el Laboratorio de Biomecánica de la Universidad del Rosario, con tanto Cariño, por la confianza y colaboración...y mis agradecimientos a todos los integrantes del Laboratorio, a la Prof^a Rosy, a la Prof^a Gloria Luna, a mi amigo Fabian y Gian, y la Querida Glorita por el Cariño, Atención y todo Conocimiento compartidos.

À Família Medina...A mi Família Colombiana ... Daniela Medina, mucho más que una Hermana, una Hija y Amiga, a través de ti Dios me regaló Una Gran Família ... Amorosa, que me acogió, que me amó, me cuidó y me proporciono un tiempo precioso para mi vida. Mi Eterna Gratitud, Amor y Respeto a todos ... Madre, Papá, Dani, Fer y José Luiz

À Colaboradora Ana Kseiner...Por sua disponibilidade em responder aos meus questionamentos e me proporcionar conhecimentos valiosos.

À Minha Amiga Jamile...Minha Filha, mas quem dá trabalho pra ela sou eu, obrigada pela Paciência, por toda Colaboração, Amizade, Sinceridade, por ser TaquiSupraMegaMaster Acelerada. Muito Obrigada Por Tudo, por me ouvir, por me ajudar a não desistir, por segurar as minhas crises...queria ter tido você mais perto Nessa Reta Final!!!

À Minha Querida Colombiana Laura...Laurita, Muito Obrigada pela Colaboração, Parceria e por toda ajuda com os Pacientes, Coletas, por tantas instalações, processamentos de Dados, Você foi Fundamental Nessa Reta Final.

À todos os Professores responsáveis pela minha formação acadêmica e profissional, vocês contribuíram e MUITO para o meu Amadurecimento Profissional e Pessoal, pois foi diante das minha maiores Dificuldades que eu Cresci!!!

Aos colegas do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação...Natália, Arislander, Renata...vocês foram essenciais para o meu crescimento. Obrigada por todos os momentos que me fizeram sorrir nas horas difíceis!!!

Aos Alunos de Iniciação Científica...Por todo empenho e amizade desenvolvidos nestes anos de convívio, Gabrielle, Angela, Carol, Obrigada por todos os momentos!!! Por terem sido Filhas que deram certo!!!

À Amiga Samantha Gomes...por sua disponibilidade e colaboração Acrescentou muito nessa Reta Final!!!

À Ângela...Minha Mãe Espiritual, Amiga, Intercessora, Conselheira, Pastora, por todas as Orações, Tempos de Jejum, Todas as Consagrações, e Por Lutar Comigo até o FIM!!!

Às minhas amigas e intercessoras: Jojô, Paula, Aline, Marta, e Rose muito obrigada por estar ao meu lado sempre, por todas as orações, por vibrar com cada conquista minha!!!

Ao Profº Fabiano Politti, a Profª Dra. Sandra Kalil, a Profª Dra. Etiene, a Profª Dra. Nubia Lima, a Profª Dra. Veronica Cimolín e a Profª Dra. Vera Alves que gentilmente aceitaram o convite para compor a banca e contribuíram muito para o aprimoramento deste estudo.

Aos meus Pacientes, e seus Pais, pela Imensa colaboração, sem eles nada disso seria possível!!!

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pelo apoio financeiro que possibilitou o desenvolvimento deste trabalho

À Universidade Nove de Julho pelo suporte, por todo aprendizado e por proporcionar a obtenção do Título de Doutora em Ciências da Reabilitação.

RESUMO

Objetivo: Caracterizar e Analisar o Coeficiente De Atrito Requerido(COAR) na marcha de Crianças com Paralisia Cerebral(PC). A Presente Tese foi dividida em quatro estudos com objetivos diferentes: Estudo 1) Realizar uma Revisão Sistemática da Literatura sobre a metodologia de avaliação do COA durante a Marcha; Estudo 2) Analisar o comportamento da Curva do COA de um paciente com Paralisia Cerebral Hemiparética. Estudo 3) Analisar e Correlacionar os efeitos do treino de marcha em esteira associado a Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua sobre o COA e e outros parâmetros de marcha e funcionalidade. Estudo 4) Analisar e comparar o COA entre crianças com PC e Desenvolvimento Típico(DT). **Materiais e Métodos:** O presente estudo foi dividido em quatro estudos. No estudo 1 está sendo realizada uma revisão sistemática da literatura sobre a metodologia de avaliação do COA na marcha. O estudo 2 foi um estudo transversal e as crianças foram submetidas a Avaliação Tridimensional da Marcha. O estudo 3 foi um Relato de Caso, de 1 criança com PC espástica hemiparética, submetida ao protocolo de Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua Anódica no córtex motor primário do hemisfério lesionado e estimulação catódica no córtex motor primário contralateral associada ao treino de marcha em esteira por 5x por semana por 2 semanas. Foi realizada a Avaliação Tridimensional da Marcha em 3 momentos(pré-intervenção, pós-intervenção e um mês após as intervenções). Estudo 4 foi um estudo transversal e as crianças foram submetidas a Avaliação Tridimensional da Marcha. Todas as avaliações foram Realizadas no Laboratório Integrado de Análise do Movimento Humano(LIAMH) na Universidade Nove de Julho(UNINOVE). **Resultados:** O Estudo 1, a ser submetido, até o momento foram lidos 728 títulos e resumos, excluídos 610 artigos dos 118 restantes, 55 artigos estão sendo avaliados, dos 63 que foram lidos na íntegra 10 artigos foram incluídos na presente revisão, dos artigos incluídos todos foram estudos transversal que avaliaram o Coeficiente de Atrito requerido na marcha em diferentes

populações. O Estudo 2 foi Publicado na Gait & Posture, a curva do COAR do lado afetado apresentou-se com picos e vales de mais baixos em comparação com o lado não afetado e o controle. O Estudo 3, foi submetido ao Periódico European Journal Of Physical Medicine And Rehabilitation, o COAR foi uma variável sensível na avaliação do paciente submetido ao treinamento de marcha em esteira associado a Estimulação Transcraniana bilateral corroborado com as alterações das escalas funcionais e variáveis cinemáticas, e O Estudo 4 a ser submetido, observamos que o Primeiro Pico e o Vale do COAR são maiores no lado afetado quando comparado ao lado não afetado e ao grupo com DT, já o Segundo Pico do COAR é menor na mesma comparação. **Conclusão:** O COAR parece ser uma ferramenta importante para a análise da marcha que facilita a interpretação dos dados sobre o atrito entre o pé e o solo durante a marcha e permite quantificar as alterações ambientais com diferentes tipos de pavimentos, quando se utilizam diferentes tipos de sapatos e entre indivíduos normais e com doenças neurológicas.

Palavras Chave: Análise de Marcha, Coeficiente de Atrito, Paralisia Cerebral, Estimulação Transcraniana

ABSTRACT

Objective: To characterize and to analyze the required coefficient of Friction (RCOF) in the gait of Children with Cerebral Palsy (CP). This Thesis was divided in three studies with different aims: Study 1) Conduct a Systematic Review of Literature on the COF evaluation methodology during the Gait; Study 2) To analyze the behavior of the COF curve of a patient with Cerebral Hemiparetic Paralysis; Study 3) to analyze and to correlate the effects of gait training on a treadmill associated with Transcranial Stimulation Direct Current (tDCS) with the COF and also, to correlate the COF with others gait parameters; and Study 4) to analyze and to compare the COF between children with CP and Typical Development (TD). **Materials and Methods:** This thesis is going to be present three studies. The Study 1, a systematic review of the literature on the methodology of COF evaluation in gait. The Study 2 was transversal and the participants of this study will perform the 3D gait analysis. The Study 3 was a Case Report of 1 child with hemiparetic spastic CP, submitted to the Transcranial Anodic Chain Stimulation protocol in the primary motor cortex of the injured hemisphere and cathodic stimulation in the contralateral primary motor cortex associated with treadmill walking 5x per week for 2 weeks. The 3D gait analysis was performed in 3 moments (pre-intervention, post-intervention and one month after the intervention). The Study 4 was transversal and the participants of this study will perform the 3D gait analysis. All evaluations were carried out at the Integrated Laboratory in Analysis of Human Movement (LIAMH) at the University Nove de Julho (UNINOVE). **Results:** Study 1, to be submitted, 728 titles and abstracts have been read so far, excluding 610 articles from the remaining 118, 55 articles are being evaluated, of the 63 that were already read in full, only 10 articles were included in the present review of articles including all cross-sectional studies that evaluated the coefficient of friction required in gait in different populations. Study 2 was published in Gait & Posture, the RCOF curve on the affected side presented with lower peaks and valleys

compared to the unaffected side and the control. Study 3 was submitted to the European Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, RCOF was a sensitive variable in the evaluation of the patient submitted to treadmill training in treadmill associated to bilateral Transcranial Stimulation corroborated with changes in functional scales and kinematic variables. Study 4 to be submitted, we observed that the First Peak and RCOF Valley are larger on the affected side when compared to the unaffected side and the TD group, while the Second Peak of the RCOF is smaller in the same comparison. **Conclusion:** RCOF seems to be an important tool for the gait analysis that facilitates the interpretation of the friction data between the foot and the ground during gait and allows quantifying the environmental changes with different types of pavements when using different types of shoes and among normal individuals and with neurological diseases.

Keywords: Gait Analysis, Coefficient of Friction, Cerebral Palsy, Transcranial Stimulation

SUMÁRIO

	LISTA DE TABELAS	15
	LISTA DE FIGURAS	16
	LISTA DE ABREVIATURAS	17
1.	CONTEXTUALIZAÇÃO	19
1.1	MARCHA HUMANA E ATRITO	21
1.2	TREINO DE MARCHA EM ESTEIRA	25
1.3	ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA	26
2	OBJETIVOS	31
2.1	GERAL	31
2.2	ESPECÍFICOS	31
3.	RESULTADOS	32
3.1	ESTUDO 1	33
3.1.1	Introdução	34
3.1.2	Métodos	34
3.1.2.1	Critérios De Seleção Do Estudo	34
3.1.2.2	Estratégia De Pesquisa	35
3.1.2.3	Processo De Revisão	36
3.1.2.4	Avaliação De Qualidade	36
3.1.3	Resultados	38

3.1.3.1	Processo De Seleção	38
3.1.3.2	Características Dos Artigos Seleccionados Para Revisão	39
3.1.3.3	Avaliação De Qualidade Metodológica	48
3.1.4	Discussão	49
3.1.5	Agradecimentos	52
3.2	ESTUDO II	53
3.2.1	Introdução	53
3.2.2	Pergunta da Pesquisa	53
3.2.3	Métodos	53
3.2.4	Resultados	55
3.2.5	Discussão	55
3.3	ESTUDO III	57
3.3.1	Introdução	58
3.3.2	Relato do Caso	59
3.3.2.1	Descrição do Caso	59
3.3.2.2	Intervenção	61
3.3.2.3	Avaliações	61
3.3.3	Discussão	63
3.3.4	Conclusão	68
3.3.5	Agradecimentos	68

3.4	ESTUDO IV	70
3.4.1	Introdução	70
3.4.2	Objetivos	71
3.4.3	Métodos	72
3.4.4	Resultados	73
3.4.5	Agradecimentos	74
4.	CONSIDERAÇÕES FINAIS	76
5.	REFERÊNCIAS	77
6.	APÊNDICES	89
6.1	Artigo Publicado Gait Posture	89
7.	ANEXOS	91
7.1	ANEXO 1 – Parecer CEP	91
7.2	ANEXO 2 – Termo de Consentimento para Participação em Pesquisa Clínica	96
7.3	ANEXO 3 – Termo de Assentimento	99
7.4	ANEXO 4 – Ficha de Identificação	100
7.5	ANEXO 5 – Ficha de Acompanhamento	101
7.6	ANEXO 6 – Escala de Equilíbrio Pediátrica (EEP)	102

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características dos artigos incluídos na revisão sistemática	40
Tabela 2. Pontuação de qualidade metodológica dos artigos desta revisão sistemática.	48
Tabela 3. Escalas Funcionais	63
Tabela 4. Variáveis Espaço-Temporais	64
Tabela 5. Variáveis Cinemáticas	66
Tabela 6. Variáveis Cinéticas	68
Tabela 7. Características da Amostra	73
Tabela 8. Descrição dos Dados	74

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.** Ciclo da Marcha (adaptação Vaughan et al 1992⁴³) 21
- Figura 2.** forças de reação do solo gerado durante o andar são utilizados para calcular o COA. Legenda: Fx = médio-lateral; Fy = ântero-posterior; Fz = vertical. (Fonte: Kleiner et al. 2015a⁴⁹) 23
- Figura 3.** Cálculo do COA na fase de apoio (Kleiner et al 2016⁵²) 24
- Figura 4.** Demonstra o posicionamento dos eletrodos (esponjas) sobre a cabeça do voluntário. Fonte: <http://www.medicaexpo.com/ja/prod/neurocare-group/product-84837-546639.html> 26
- Figura 5.** Demonstra o fluxo da corrente elétrica durante a estimulação elétrica do ânodo para o cátodo. Fonte: <https://totaltdcs.com/>(adaptada) 28
- Figura 6.** Fluxograma de estudos inclusos nesta revisão sistemática. 38
- Figura 7.** Média e desvio padrão das curvas RCOA normalizadas pelo tempo de fase de suporte da criança com PC e filho pareado por idade (controle): a) controle versus lado afetado; (b) controle versus lado não afetado; (c) lado afetado versus lado não afetado. Legenda: % SUPPORT PHASE = normalizado pela porcentagem da fase de suporte. 55
- Figura 8.** Ilustração do comportamento dos Ângulos Articulares nos momentos pré intervenção, pós-intervenção e follow up para o lado não afetados e para o lado afetado. Legenda: LA: Lado Afetado, LNA: Lado Não Afetado. 67
- Figura 9.** Ilustração do comportamento do RCOA para pré, pós-intervenção e follow-up para lado não afetados e lado afetado. 68

LISTA DE ABREVIATURAS

3D Análise tridimensional

AVE Acidente Vascular Encefálico

CAPES - PROSUP Coordenação para o Desenvolvimento do Pessoal de Ensino Superior no Programa de Pós-Graduação em Instituições de Educação Privada

CCAT Ferramenta de Avaliação Crítica Crowe

CNPQ Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico

COA Coeficiente De Atrito

COAD Coeficiente De Atrito Disponível

COAR Coeficiente De Atrito Requerido

COF Coeficiente of Friction

COM Center Of Mass

DT Desenvolvimento Típico

EEP Escala de Equilíbrio Pediátrica

ETCC Estimulação transcraniana por corrente contínua

FA Fase de Apoio

GMFCS Gross Motor Function Classification System

GMFCS Sistema de Classificação da Função Motora Grossa

GMFM Medição da Função Motora Grossa

GRF Forças de Reação Ao Solo

GRF Ground Reaction Forces

Hz Hertz

LA Lado Afetado

LIAMH Laboratório Integrado de Análise do Movimento Humano

LILACS Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde

LNA Lado Não Afetado

mA Miliampere

P1COA Primeiro Pico do Coeficiente de Atrito

P2COA Segundo Pico do Coeficiente de Atrito

PC Paralisia Cerebral

PEDI Inventário de Avaliação Pediátrica de Incapacidade

PEDro Physiotherapy Evidence Database

PRISMA Relatórios Preferenciais Para Análises Sistemáticas E
Metanálises

PROSPERO International Prospective Register Of Systematic Reviews

ReBEC Registro Brasileiro de Ensaio Clínicos

ROM Range of Motion

SNC Sistema Nervoso Central

SPC Suporte Do Peso Corporal

TC10 Teste de Caminhada dos 10 metros

TC6 Teste de Caminhada dos 6 minutos

TCLE Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TUG Teste Timed Up and Go

UNINOVE Universidade Nove de Julho

V1COA Vale do Coeficiente de Atrito

1. CONTEXTUALIZAÇÃO

Paralisia cerebral (PC) refere-se às desordens do desenvolvimento motor, advindas da lesão cerebral primária, de caráter permanente e mutável, ocasionando alterações musculoesqueléticas secundárias e limitações nas atividades¹.

A prevalência da PC varia entre 1,5 e 2,5 por 1000 nascidos vivos, com pouca ou nenhuma diferença entre as nações ocidentais². No Brasil, existem poucos dados específicos em relação ao número de casos de PC³. No entanto, o censo de 2000 registrou 24,5 milhões de pessoas com algum tipo de deficiência, representando 14,5% da população brasileira, entre os quais 23% tinham deficiências motoras, incluindo indivíduos com PC^{3,4}.

A PC pode ser classificada, de acordo com a característica clínica mais dominante, em espástica, discinética e atáxica⁵. A PC espástica caracteriza-se pela presença de tônus elevado⁶. Os quadros de espasticidade devem ser classificados também quanto à distribuição anatômica em unilateral e bilateral¹.

As crianças com PC são classificadas de acordo com a sua independência funcional, por meio do Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (Gross Motor Function Classification System-GMFCS)⁷, considerando a faixa etária (0-2, 2-4, 4-6, e 6-12 anos) em cinco níveis funcionais, com ênfase nos movimentos do “sentar”, “levantar” e “andar”^{3,7,8}.

Sabe-se que as várias modificações decorrentes da encefalopatia, com conseqüentes alterações na biomecânica corporal, acarretam a principal alteração nas crianças com PC que é o comprometimento motor^{9,10}.

A mobilidade funcional é o meio pelo qual um indivíduo se move no ambiente para obter uma interação diária com a família e a sociedade¹¹ é uma meta funcional importante na reabilitação das crianças com PC objetivando propiciar melhor participação da criança nas atividades cotidianas e um melhor desenvolvimento físico¹².

Cerca de 90% das crianças com PC apresentam comprometimento da marcha devido a fraqueza muscular excessiva, alteração cinemática articular e a diminuição das reações posturais¹³. Como consequência, é observado diminuição na capacidade de participar de jogos e atividades esportivas em intensidade suficiente para desenvolver adequado nível de condicionamento cardiorrespiratório^{14,15}. Portanto, a melhora do padrão da marcha dessas crianças é uma meta funcional importante no processo de reabilitação.

Diversas abordagens vêm sendo utilizadas a fim de favorecer o controle motor seletivo, a coordenação da ação muscular na realização da marcha^{13,16} e o condicionamento físico^{17,18}. Entre as abordagens estudadas atualmente destacam-se o treino de marcha em esteira¹⁹ que pode ser feito com ou sem suporte do peso corporal (SPC) e é destinado a fornecer treinamento de uma tarefa específica, com múltiplas repetições das etapas da marcha²⁰.

Os resultados dos estudos envolvendo o treino de marcha com esteira ergométrica demonstraram melhora na velocidade da marcha²¹⁻²⁴, no comprimento do passo²⁵, na função motora grossa relacionada ao ortostatismo e a marcha²¹⁻²⁹, no desempenho funcional e no equilíbrio estático e funcional^{23,24}.

O desenvolvimento de novos recursos terapêuticos para serem utilizados associados às técnicas de reabilitação física, com a finalidade de otimizar o resultado funcional é de primordial importância³⁰. Neste contexto, a estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) se torna uma técnica promissora, com um equipamento de custo acessível, de fácil administração, com boa tolerância pelo paciente e com mínimos efeitos adversos²² e quando realizada em associação com as terapias físicas pode potencializar mudanças neuroplásticas³⁰.

Os resultados de pesquisas clínicas demonstram seu grande potencial no tratamento de acometimentos neurológicos e na investigação de processos de modulação da excitabilidade cortical³¹. Além disso, este tipo de intervenção promove uma condição melhor

de estimulação placebo dando especificidade maior aos resultados de uma pesquisa³¹⁻³³.

Para as pesquisas na Área de Reabilitação são utilizados alguns recursos para quantificar os efeitos de uma nova técnica ou uma nova proposta terapêutica, entre esses recursos destacam-se escalas já validadas e conceituadas na literatura como: a Escala de Equilíbrio Pediátrica (EEP)³⁴, Escala Inventário de Avaliação Pediátrica de Incapacidade (PEDI)³⁵⁻³⁶, Medição da Função Motora Grossa (GMFM)³⁷, Teste de Timed Up e Go (TUG)³⁸⁻³⁹, Teste de Caminhada dos 10 metros (TC10)⁴⁰, Teste de Caminhada dos 6 minutos (TC6)⁴¹⁻⁴², Análise Tridimensional da Marcha⁴³⁻⁴⁴ e Estabilometria⁴⁵⁻⁴⁷.

1.1 MARCHA HUMANA E ATRITO

Quando pensamos na Marcha Humana conseguimos imaginar algo cíclico que se repete passo a passo, por isso para descrever e avaliar esse movimento dividimos por Ciclos⁴³⁻⁴⁴. (Figura 1)

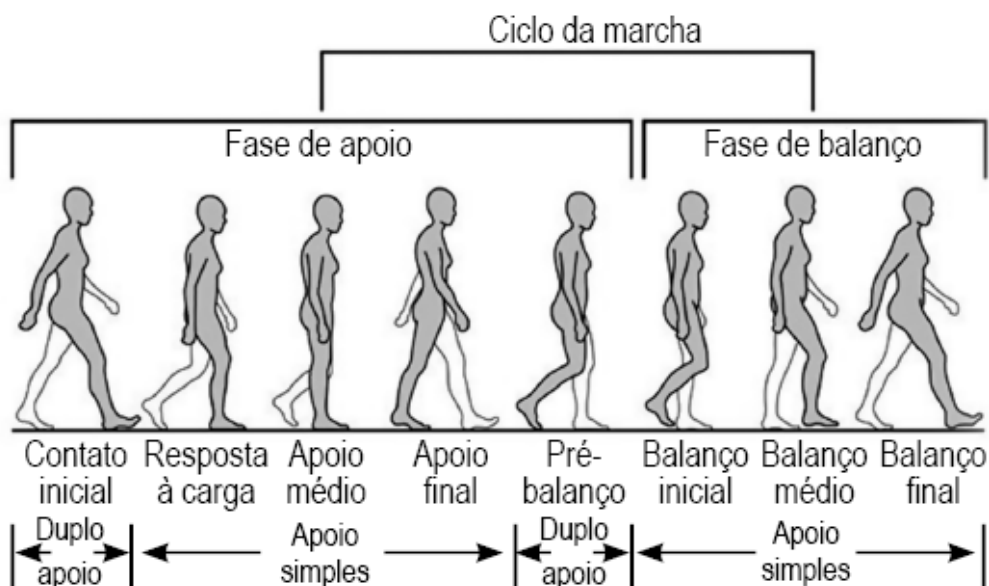


Figura 1. Ciclo da Marcha (adaptação Vaughan et al 1992⁴³)

Cada Ciclo simples da Marcha é dividido em duas fases: a Fase de apoio, e a Fase de balanço.

A fase de apoio começa com o contato do calcanhar com o solo e termina quando o pé se desprende totalmente do solo. Essa fase pode ser dividida em 5 fases: contato inicial, onde o calcanhar toca o solo; resposta carga, onde ocorre o aplainamento do pé; apoio médio onde todo o peso corporal está aplicado sobre o pé que está em contato com o solo; apoio final onde o pé começa a se desprender do solo; e pré balanço, onde apenas os dedos do pé ainda estão em contato com o solo ⁴⁴.

A fase de Balanço se inicia com o desprendimento do pé do solo e termina antes do contato do calcanhar com o solo⁴³. Essa fase pode ser dividida em 3 fases: Balanço inicial, onde o pé inicia a fase de aceleração do balanço; Balanço médio, onde o pé está passando pelo pé contralateral que está apoiado; e Balanço final, onde o pé está na fase de desaceleração do movimento de balanço, antes de tocar o solo⁴⁴.

A fase do Apoio corresponde aproximadamente a 60% do ciclo da marcha normal enquanto a fase de balanço corresponde aproximadamente a 40%⁴⁴.

Para Analisar a Marcha Humana de forma mais completa é necessário considerar os 3 planos de movimento: sagital, transversal e frontal⁴³.

Sendo assim, consideramos a Análise Tridimensional da Marcha como um exame multifatorial do andar, que quantifica e integra as características cinemáticas, dinâmicas e eletromiográficas do andar. E tem como objetivo quantificar e caracterizar a marcha normal e patológica⁴⁸.

No campo da reabilitação a Análise de Marcha permite definir rapidamente um programa de reabilitação individual para cada paciente e também avaliar os efeitos de novos tratamentos.

O ato de andar tem dois requisitos básicos: o ciclo de cada pé de uma posição de apoio ao próximo apoio; e as forças de reação do solo suficientes, aplicadas através dos pés, para apoiar o corpo.

Na investigação das Variáveis Cinéticas, podemos destacar a Análise das Forças de Reação ao Solo (Ground Reaction Forces -

GRF) que são captadas por sensores piezoelétricos presentes nas plataformas de força durante a fase de apoio da marcha, sabemos que essas são essenciais para a marcha.

As GRF são compostas por três componentes: lateral (F_x), ântero-posterior (F_y) e vertical (F_z)⁴⁹ (Figura 2).

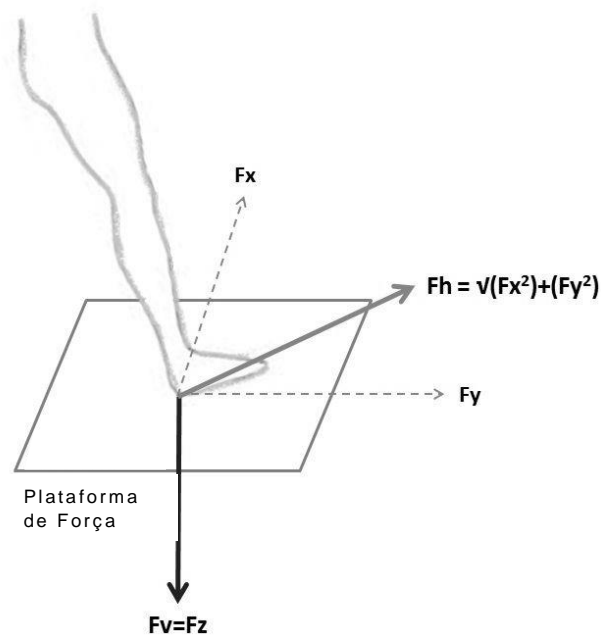


Figura 2. Forças de Reação do Solo geradas durante o andar utilizadas para calcular o COA. Legenda: F_x = médio-lateral; F_y = ântero-posterior; F_z = vertical. (Fonte: Kleiner et al. 2015a⁴⁹)

A força de reação do solo F_z tem uma magnitude maior do que a dos outros componentes (ântero-posterior e lateral) e é caracterizada por dois picos e um vale. Geralmente, esses picos tem uma magnitude ligeiramente maior do que a do peso do corpo. O primeiro pico é observado durante a primeira metade da fase de apoio e apresenta o pico de absorção, que é quando o pé absorve peso corporal imediatamente após o contato do calcanhar com o solo⁵⁰. O segundo pico é observado no final da fase de suporte e é conhecido como o pico de propulsão da marcha⁵¹. O vale entre dois picos é ligeiramente menor em magnitude do que a vale do peso corporal que ocorre quando o pé está totalmente posicionado sobre o solo.

O componente F_y da GRF tem uma fase negativa (desaceleração) durante o primeira metade do apoio e uma fase

positiva (aceleração) durante a outra metade do apoio. O pico para cada uma destas fases durante a marcha é aproximadamente equivalente a ~ 15% da magnitude do peso corporal, e quase coincide no tempo com os dois picos da componente da GRF vertical⁵⁰

O componente Fx da GRF tem uma magnitude muito pequena⁵², e o seu componente de variação pode ser devido à diversidade no posicionamento do pé, o que pode ser apontando para dentro (adução do pé) ou para fora (abdução do pé) durante o período de apoio. Depois de todos os processos descritos acima, o RCOA instantânea é calculada como a razão entre a força de cisalhamento ao Força de Reação ao Solo normal durante pé⁵³

O COA é calculado como resultante das forças de Reação ao solo Vertical (Fz), Lateral (Fx) e Antero-posterior(Fy), como descrito na Equação 1:

$$COA = \frac{\sqrt{(FY)^2 + (FX)^2}}{FZ}$$

O Coeficiente de Atrito (COA), ou o mínimo coeficiente de atrito requerido (COAR) na interação entre o pé e a superfície para realizar a marcha, e pode prever o risco de quedas⁵³⁻⁵⁴. (Figura 3)

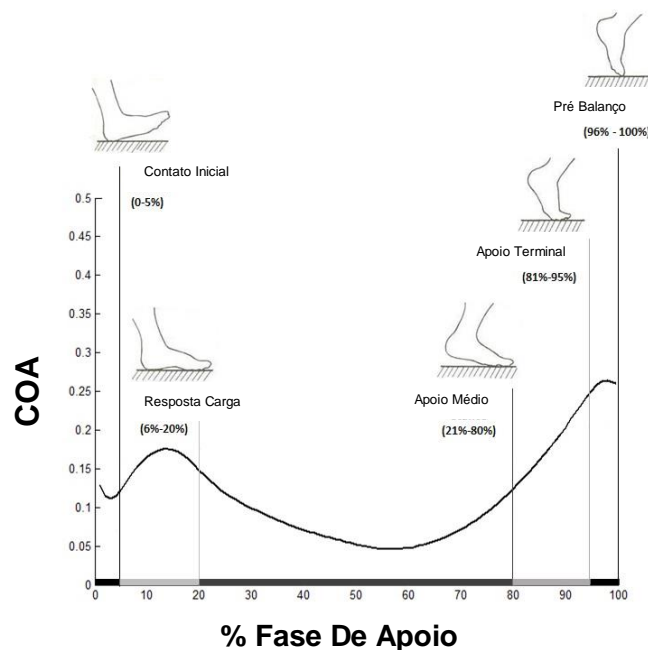


Figura 3. Cálculo do COA na fase de apoio (Kleiner et al 2016⁵⁵)

Estudos anteriores utilizam COA como um novo parâmetro para ser explorado^{53-54,56-61} na análise de marcha e pode ser utilizado para caracterizar a marcha normal e patológica⁶².

Num estudo com pacientes com doença de Parkinson, o atrito que ocorre durante a resposta de carga foi importante para determinar se as capacidades de atrito da interface pé/solo será suficiente para evitar deslizamentos⁵⁴. Também no grupo Acidente Vascular Encefálico (AVE), a análise das curvas COA tanto para o lado afetado e lado menos afetado, evidenciado menores valores de COA sobre a resposta de carga e fases de apoio terminais⁵⁴. Nesse estudo com AVE acredita-se que a população estudada reduziu a velocidade da marcha e, conseqüentemente, reduziu o COA necessários para realizar a marcha com segurança⁵⁴.

Além da presença de patologias neurológicas, outros fatores desempenham um papel importante na grande variabilidade do COA. Estudos anteriores têm-se centrado sobre a dependência do COA por diferentes fatores ambientais e intra-individual como as características da superfície de contato⁵⁴, a idade⁶³, sexo⁶⁴, a velocidade⁶⁵.

Estudos anteriores sugeriram que COA está associado com vários parâmetros da marcha^{60,63,65,66}. Por exemplo, a velocidade de marcha afeta diretamente a magnitude das GRF, e, por conseguinte, também o COA⁶⁵. Outro estudo com adultos jovens e idosos verificaram que a aceleração transitória do centro de massa corporal (Center-of-Mass-COM) durante o início do andar pode afetar COA⁶⁵, por exemplo, quanto menor a aceleração maior o aumento da GRF horizontal^{63,65}. As mudanças no comprimento do passo pode influenciar COA⁶⁷.

No entanto, a ligação entre o COA e variáveis cinéticas da marcha⁶⁰ como torque e potência, ainda não foram explorados. O COA ainda não foi analisada na população pediátrica, e não foi correlacionado com as variáveis dinâmicas de amplitude de movimento do tornozelo, joelho e quadril. Torna-se importante a análise do COA como mais uma ferramenta na avaliação de marcha

da população pediátrica. Considerando as alterações Biomecânicas das crianças com PC, a caracterização e quantificação do COA poderá nos auxiliar na adequação e otimização das diversas intervenções clínicas ou cirúrgicas aplicadas a esta população.

1.2 TREINO DE MARCHA EM ESTEIRA

O treino de marcha em esteira pode ser feito com ou sem Suporte de Peso Parcial (SPC) e é destinado a fornecer treinamento de uma tarefa específica, com múltiplas repetições das etapas da marcha¹². Facilita o aprendizado motor devido ao treino repetitivo desta função, com resultante estimulação sensoriomotora e corticoespinal. Os resultados dos estudos envolvendo o treino de marcha com esteira ergométrica demonstraram melhora na velocidade da marcha^{17, 22-24}, no comprimento do passo²⁵, na função motora grossa relacionada ao ortostatismo e à marcha^{17,22-29}, no desempenho funcional e no equilíbrio estático e funcional^{23,24}.

Num estudo recente realizado por Grecco et al. (2013)²⁴ foi observado que o treino de marcha em esteira sem SPC, realizado com velocidade determinada por meio de um teste ergométrico (em limiar aeróbico) resulta em efeitos superiores ao treino de marcha realizado no solo, na mobilidade funcional (teste de caminhada de seis minutos e timed up and go), na função motora grossa (andar, correr e pular), no equilíbrio funcional, no equilíbrio estático e no condicionamento cardiorrespiratório.

1.3 ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTÍNUA

O uso da Estimulação Elétrica Transcraniana com Corrente Contínua (ETCC) tem seus primeiros relatos em 1804. Nos estudos de eletrofisiologia moderna, a partir do ano 2000 surgiram os primeiros trabalhos que utilizavam a corrente com eletrodos superficiais, com objetivo de modulação da excitabilidade cortical.

Baseia-se em uma técnica não invasiva, onde é produzida a estimulação do córtex, por meio de uma corrente elétrica monofásica direta de baixa intensidade (1 a 2Miliampere[mA]), por eletrodos de superfície⁶⁸⁻⁶⁹ como demonstrado na Figura 4.



Figura 4. Demonstra o posicionamento dos eletrodos (esponjas) sobre a cabeça do voluntário. Fonte: <http://www.medicaexpo.com/ja/prod/neurocare-group/product-84837-546639.html>.

Está técnica apresenta vantagens sobre outras técnicas de estimulação transcraniana, uma vez que fornece efeito modulatório da função cortical com maior duração, sendo de fácil aplicação, com menor custo. Além disso, este tipo de intervenção promove uma condição melhor de estimulação placebo dando maior especificidade aos resultados de uma pesquisa³¹⁻³³.

Os efeitos da estimulação são obtidos pela movimentação dos elétrons devido às cargas elétricas existentes entre eles (Figura 5). Os polos dos eletrodos da estimulação desta corrente são o ânodo e o cátodo, sendo o ânodo polo positivo e cátodo polo negativo. O sentido da corrente elétrica, ou seja, o sentido dos elétrons flui do polo positivo para o polo negativo. Este fluxo irá gerar diferentes efeitos em tecidos biológicos. Durante a aplicação da ETCC, a corrente elétrica flui dos eletrodos e penetram o crânio atingindo o

córtex. Embora ocorra dissipação da maior parte de corrente entre os tecidos acima do córtex, uma quantidade suficiente de corrente chega a estruturas corticais modificando o potencial de membrana das células ali localizadas⁶⁸⁻⁶⁹.

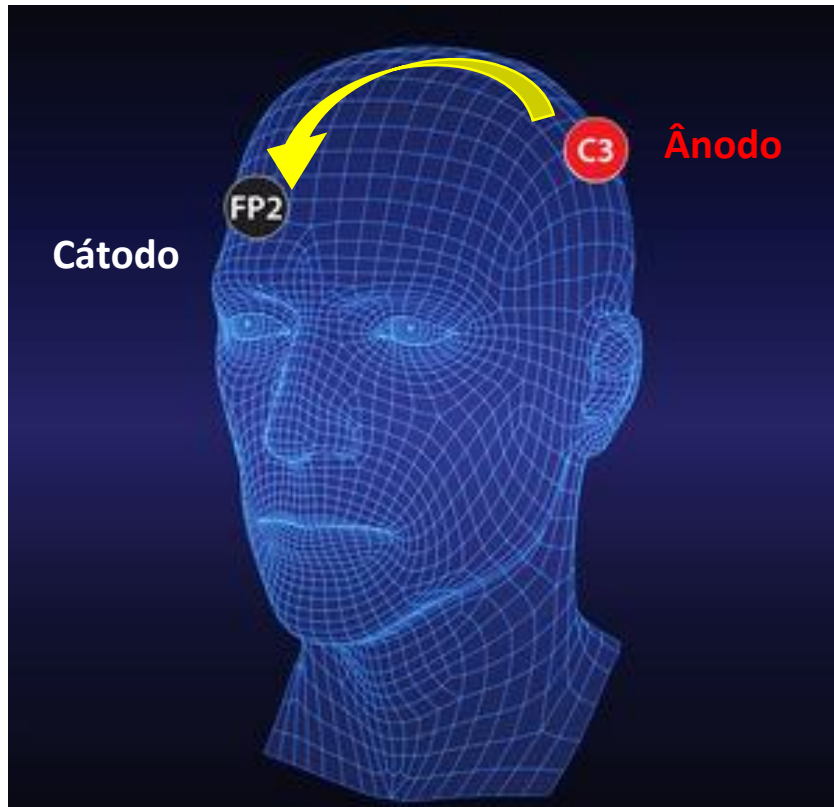


Figura 5. Demonstra o fluxo da corrente elétrica durante a estimulação elétrica do ânodo para o cátodo. Fonte: <https://totaltdcs.com/>(adaptada)

O uso da ETCC demonstrou efeitos da excitabilidade cortical quando aplicada em curto prazo com efeitos curtos, quanto com aplicação de longo prazo, gerando efeitos duradouros relacionados a mecanismos plásticos⁷⁰. Muitos estudos conduzidos em modelos animais demonstraram os efeitos polares da ETCC no córtex cerebral⁷¹⁻⁷². Estes estudos demonstraram que correntes polarizadas aplicadas na superfície cerebral podem aumentar o disparo espontâneo⁷¹ e iniciar atividade paroxística⁷² quando utilizado o polo anodal, enquanto que o polo catodal geralmente deprime estes

eventos. Com base nestes dados, estudos em humanos avaliaram os efeitos de cada polo na excitabilidade cortical, por meio da estimulação do córtex motor primário. Nestes estudos, a estimulação anodal aumentou a excitabilidade cortical, e a estimulação catodal diminuiu⁷⁰.

A ETCC é uma técnica de neuromodulação que vem atraindo a atenção de muitos pesquisadores nos últimos anos. Os resultados de pesquisas clínicas demonstram seu grande potencial no tratamento de acometimentos neurológicos e na investigação de processos de modulação da excitabilidade cortical³¹.

No processo de reabilitação, as técnicas de neuromodulação têm como objetivo promover um aumento da eficácia sináptica local, alterando o padrão de plasticidade mal-adaptativa que surge após uma lesão cortical. Um grande benefício da utilização da técnica de ETCC é a possibilidade do uso associado com terapias físicas. A estimulação aparece como uma forma de modular a atividade cortical abrindo uma passagem para o aumento e prolongamento do ganho funcional promovido pela terapia física. É possível dizer, então, que a estimulação promove alteração de um padrão de excitabilidade disfuncional para que a terapia física modele, com ativação de redes neurais específicas à atividade, o padrão funcional de atividade cortical³¹.

Estudos envolvendo o uso da ETCC no córtex motor primário de indivíduos com sequelas de AVE demonstraram melhora na função de membros superiores (movimentação ativa de punho e dedos e movimento de pinça), na velocidade do movimento, na movimentação ativa de tornozelo e na função motora. No entanto, existe um número extremamente restrito de estudos que analisaram os efeitos da estimulação transcraniana em crianças com PC. Os achados encontrados na literatura referem-se ao uso da estimulação magnética transcraniana como método para analisar o potencial evocado⁷³⁻⁷⁵ e como recurso para redução da espasticidade de crianças com PC⁷⁶. Estudo recente utilizou a estimulação magnética transcraniana para investigar os mapas corticais motores de crianças

com hemiparesia e diparesia. Os autores relatam alterações significantes nos mapas motores corticais em crianças com PC (lateralização do membro superior e representação motora do membro inferior), demonstrando que ocorre uma reorganização após acometimentos em um ou ambos os hemisférios cerebrais⁷⁷.

Embora a PC represente uma das doenças mais incidentes na população pediátrica, existe um número extremamente restrito de estudos que analisaram os efeitos da ETCC nessa população. Os achados encontrados na literatura referem-se ao uso da estimulação magnética transcraniana como método para analisar o potencial evocado⁷³⁻⁷⁵, mapa cortical⁷⁷ e como recurso para redução da espasticidade⁷⁶ em um ou ambos os hemisférios cerebrais⁷⁷. Foram encontrados poucos estudos que abordassem os efeitos da ETCC anódica em M1 sobre a função motora, associando a ETCC e da terapia física⁷⁸⁻⁸³.

2. OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Caracterizar e Analisar o COA na marcha de crianças com PC.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Realizar uma Revisão Sistemática da Literatura sobre a aplicabilidade do COA. (Estudo 1)
2. Descrever o Padrão de Curva do COA de uma Criança com PC comparando com Desenvolvimento Típico(DT). (Estudo 2).
3. Analisar e correlacionar os efeitos do treino de marcha em esteira associado ETCC sobre o COA e correlacionar com outros parâmetros de marcha de crianças com PC. (Estudo 3).
4. Analisar o COA em crianças com PC comparando com Desenvolvimento Típico(DT). (Estudo 4).

3. RESULTADOS

Os resultados da presente tese serão apresentados no formato de Quatro estudos.

O Estudo I, intitulado. **“Aplicabilidade Do Coeficiente De Atrito Durante A Marcha: Revisão Sistemática.”** (*A Systematic Review Of Evaluation Methods For The Coefficient Of Friction During Gait*), a Ser Submetido

O estudo II, intitulado **“Padrões De Curva De Atrito Requerido Em Uma Criança Com Paralisia Cerebral Hemiparética Espástica e Verdadeira Marcha em Equino”** aceito na **Gait Posture**.

O estudo III, intitulado **“Efeitos do ETCC e Treino de Marcha em Esteira sobre o Coeficiente de Atrito, Marcha e Funcionalidade: Relato de Caso”**, submetido ao periódico **European Journal Of Physical Medicine And Rehabilitation**

O estudo IV, intitulado **“Comparação do Coeficiente de Atrito na Marcha de Crianças com Paralisia Cerebral e Desenvolvimento Típico)** a ser submetido

3.1 ESTUDO I

(A ser submetido)

APLICABILIDADE DO COEFICIENTE DE ATRITO DURANTE A MARCHA: REVISÃO SISTEMÁTICA.

Resumo

Introdução: O coeficiente de atrito requerido é medido através de uma plataforma de força, durante a fase de apoio da marcha m, e calculado através da relação entre as componentes das forças de reação ao solo mediolaterais e anteroposteriores e verticais.

Objetivo: Analisar a metodologia de avaliação do coeficiente de atrito na marcha. **Métodos:** A buscas foram realizadas em outubro de 2018 em seis bases de dados eletrônicas: PubMed, Cochrane Central Register of Controlled Trials, Physiotherapy Evidence Database (PEDro), Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde (LILACS), Scielo, EMBASE. Os Estudos que preencheram os seguintes critérios de inclusão foram incluídos nesta revisão: estudos que analisaram o coeficiente de atrito requerido como resultado primário; publicados em revistas indexadas, sem restrição ao tipo de desenho do estudo; sem restrição linguística; sem restrição para data de publicação. Estudos com um ou mais dos seguintes critérios foram excluídos da revisão: resultados que não atendem às necessidades da presente revisão; estudos que não analisaram o coeficiente de atrito requerido como resultado primário; e estudos que envolvem animais e dispositivos robóticos. **Resultados:** Até o momento 10 artigos publicados em revistas indexadas, considerando o coeficiente de atrito requerido como resultado primário foram incluídos na presente revisão sistemática.

Palavras-chave: coeficiente de atrito; coeficiente de atrito requerido; forças de reação do solo, atrito, análise de marcha

3.1.1 INTRODUÇÃO

O Coeficiente de Atrito (COA) é determinado a partir de um cálculo matemático que utiliza a razão entre as forças de reação ao solo (Ground Reaction Forces - GRF) tangenciais à vertical do solo durante a fase de apoio da marcha⁵³ na interação entre o pé e a superfície para realizar a marcha^{53,54} e é caracterizado por dois picos e um vale.

O Coeficiente De Atrito Requerido (COAR) depende das características biomecânicas individuais e da marcha, enquanto o atrito disponível (COAD) depende de características ambientais, como a tipo de material da sola do sapato e as características da superfície de apoio^{54,64,67}.

Tendo em vista que a biomecânica da marcha é diferente quando comparamos indivíduos saudáveis, com indivíduos com comprometimento neurológico e motor, bem como na utilização de diversos tipos de revestimentos de piso e tipos de calçados. Com o Objetivo de Analisar a aplicabilidade do coeficiente de atrito na marcha, foi realizada uma revisão sistemática de estudos investigando o COAR na marcha humana como desfecho primário.

3.1.2 MÉTODOS

3.1.2.1 Critérios De Seleção Do Estudo

Os Estudos que preencheram os seguintes critérios de inclusão foram incluídos nesta revisão: estudos que analisaram o COAR como resultado primário; estudos que envolvem humanos; estudos publicados em revistas indexadas, sem restrição ao tipo de desenho do estudo; sem restrição linguística; sem restrição para data de publicação. Estudos com um ou mais dos seguintes critérios foram excluídos da revisão: resultados que não atendem às necessidades da presente revisão; estudos que não analisaram o COAR como

resultado primário; e estudos que envolvem animais e dispositivos robóticos, estudos que não foram publicados em revistas indexadas.

3.1.2.2. Estratégia De Pesquisa

A Presente Revisão foi Registrada no PROSPERO⁸⁴ (International Prospective Register Of Systematic Reviews) sob o número CRD42018083661. O protocolo para a presente revisão sistemática foi baseado nos itens de Relatórios Preferenciais Para Análises Sistemáticas E Metanálises (PRISMA)⁸⁵.

As pesquisas foram realizadas em outubro de 2018 em seis bases de dados eletrônicas: PubMed, Cochrane Central Register of Controlled Trials, Physiotherapy Evidence Database (PEDro), Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde (LILACS), Scielo, EMBASE, usando as seguintes combinações de palavras-chave e a Estratégia de busca pela CENTRAL (os termos em maiúsculas são termos MESH e aqueles em minúsculas são palavras do texto):

PUBMED (((("Friction"[Mesh] OR (required coefficient of friction) OR (coefficient of friction)))) AND (("Gait"[Mesh] OR Gaits OR walking OR walk))

COCHRANE:

- #1 MeSH descriptor: [Gait] explode all trees
- #2 MeSH descriptor: [Friction] explode all trees
- #3 #[Gait] explode all trees and #[Friction] explode all trees

PEDRO

Friction

Filtro clinical trials

LILACS

#1 mh:gait OR marcha OR mh:E01.370.600.250\$ OR mh:G11.427.410.568.900.750\$

#2 mh:Fricção OR Fricción OR Friction OR Atrito OR
mh:G01.374.618\$

SCIELO

Gait and friction

EMBASE

#1 'gait'/exp OR gait OR gaits OR walking OR walk

#2 'friction'/exp OR friction OR 'required coefficient of friction'
OR 'coefficient of friction'

#3 [embase]/lim

#4 #'gait'/exp OR gait OR gaits OR walking OR walk AND
#'friction'/exp OR friction OR 'required coefficient of friction' OR
'coefficient of friction'AND # embase]/lim.

3.1.2.3 Processo De Revisão/ extração de dados

Foram rastreados os títulos e resumos das publicações obtidas pela estratégia de busca. Dados não publicados, foram solicitados ao autor quando necessário. O título e o resumo dos artigos selecionados durante a pesquisa inicial foram analisados de forma independente e cegada⁸⁶ pelos pesquisadores (JBPL, SGCNG) com base nos critérios de elegibilidade acima mencionados. Todas as divergências de opinião relativas à inclusão ou exclusão de um determinado artigo foram discutidas até chegar a um consenso. Os artigos pré-selecionados com base no título e no resumo foram submetidos a análises de texto completo para confirmar a elegibilidade.

3.1.2.4 Análise de Qualidade

As recomendações do manual da Colaboração Cochrane foram acompanhadas⁸⁷.

A qualidade metodológica dos estudos foi avaliada com ênfase particular na ocultação de alocação, na geração da sequência de alocação, no mascaramento, nas perdas durante o acompanhamento e na análise por intenção de tratar⁸⁸. Foi considerada como um critério de qualidade, também, a obtenção de consentimento informado pelos participantes.

A avaliação da qualidade metodológica dos estudos selecionados para compor os resultados da presente revisão sistemática foi baseada nos critérios de elegibilidade e na Ferramenta de Avaliação Crítica Crowe (CCAT)^{89,90}. A lista de verificação CCAT foi desenvolvida para facilitar a avaliação da qualidade metodológica de uma variedade de diferentes projetos de estudo, incluindo estudos transversais. Um determinado artigo é avaliado usando oito categorias, cada uma das quais aborda aspectos mais semelhantes, enquanto as categorias em si são diferentes. As categorias são preliminares, introdução, design, amostragem, coleta de dados, questões éticas, resultados e discussão, que permitem a identificação de pontos fortes, bem como lacunas específicas nos relatórios metodológicos. O avaliador toma uma decisão sobre o escore que uma categoria deve receber com base nos itens presentes, além de uma avaliação geral da categoria. Cada categoria é pontuada em uma escala de zero (nenhuma evidência) a cinco (evidência mais alta); Apenas números inteiros (inteiros) são usados. Além disso, a evidência deve ser indicada no documento e não pode ser assumida, o que está de acordo com outros instrumentos de avaliação crítica, diretrizes de relatórios e procedimentos para a realização de revisões sistemáticas. Assim, as pontuações são baseadas no que está escrito e não no que deveria ser escrito. As pontuações de cada subescala são somadas e expressas como valores percentuais para oferecer uma medida de qualidade metodológica para cada estudo. Os índices percentuais são categorizados em quintis e interpretados da seguinte forma: I) 0 a 20% = muito baixa qualidade; II) 21 a 40% = baixa qualidade; III) 41 a 60% = qualidade moderada; IV) 61 a 80% = alta qualidade; e V) 81 a 100% = qualidade muito alta⁹¹.

3.1.3 RESULTADOS

3.1.3.1. Processo de seleção

A pesquisa usando as palavras-chave citadas na seção de métodos levou à recuperação de 882 artigos, sendo 297 PUBMED, 3 Cochrane Central Register of Controlled Trials, 45 PEDro, 11 LILACS 1 Scielo, 525 EMBASE, em uma pré-seleção do total, 154 estudos foram excluídos por ser duplicados em diferentes bases de dados, em uma pré-seleção do total 610 foram excluídos por não atender aos critérios de estudo, 118 estudos estão analisados por dois revisores simultaneamente para eliminação de risco de viés, 55 estudos já foram pré selecionados, 63 estudos estão em análise de pelos autores. A Figura 6 representa o Fluxograma da seleção realizada.

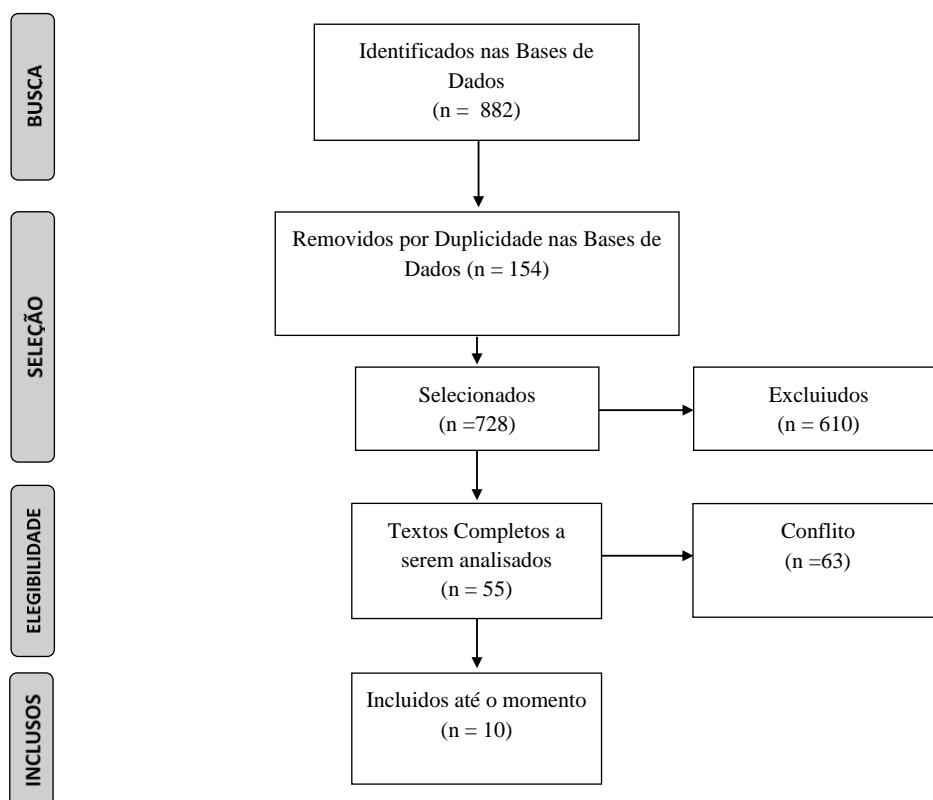


Figura 6. Fluxograma de estudos incluídos até o momento nesta revisão sistemática.

3.1.3.2 Características Dos Artigos Selecionados Para Revisão

Dos 55 estudos pré selecionados até o momento Dez artigos^{55,61,62,67,92-97} publicados em revistas indexadas considerando o COAR como resultado primário foram incluídos na presente revisão sistemática. Todos os estudos tiveram um desenho transversal. As amostras foram compostas tanto de homens quanto de mulheres em nove estudos^{55,61,62,67,92-95,97} e apenas em um estudo⁹⁶ a amostra foi composta somente de mulheres. Os sujeitos eram exclusivamente saudáveis em quatro estudos⁹³⁻⁹⁷. Três estudos^{55, 61,95} analisaram indivíduos com doenças neurológicas. Três estudos^{67,62,92} analisaram indivíduos mais velhos. Um estudo⁹² analisou indivíduos obesos. A Tabela 1 mostra a descrição dos estudos incluídos nesta revisão.

Tabela 1. Características dos artigos incluídos na revisão sistemática

Autor/Ano	Desenho do estudo	Características da amostra	Objetivo	Tarefa	Variáveis dependentes	Resultados principais Aplicação prática COAR
Anderson et al. (2014) ⁶⁷	Estudo transversal	Adultos idosos saudáveis (10), Jovens jovens saudáveis (10)	Para investigar se as diferenças de idade no COAR durante a marcha auto-selecionada persistem quando a velocidade de controle experimental e o comprimento do passo; e para determinar os efeitos independentes de velocidade e comprimento do passo no COAR.	Ensaio de marcha sob cinco condições de marcha: auto-selecionados, velocidades lentas e rápidas sem controlar o comprimento do passo e velocidades lentas e rápidas, enquanto controlam o comprimento do passo. Todos os participantes usavam seus próprios sapatos de sapatos soltos e de pé fechado.	Resultado primário: o pico de COAR ocorreu em 10-20% da fase de postura. Resultados secundários: Velocidade da marcha, comprimento do passo.	Durante a marcha auto-selecionada, o COAR na fase de resposta ao carregamento foi 13,7% menor entre os adultos mais velhos do que os jovens ($p = 0,031$). Quando a velocidade foi controlada, o comprimento do passo não foi (condições lentas e rápidas), o COAR foi 13,8% menor entre os adultos mais velhos em ambas as condições de marcha (Lento: diferença de 15,4% e $p = 0,030$; Rápido: diferença de 12,4% e $p = 0,053$). Quando tanto a velocidade como o comprimento do passo foram controlados (condições com restrição retardada e restrição rápida), o COAR não diferiu entre os grupos etários (Slow-Constrained: $p = .357$; Fast-Constrained: $p = .941$).

Arena et al., 2017 ⁹²	Estudo transversal	Quatorze idosos não obesos, 11 obesos mais idosos, 20 adultos mais jovens não obesos, 20 adultos mais jovens obesos	Para determinar se existem diferenças relacionadas à obesidade e ao envelhecimento no COAR durante a caminhada subterrânea.	Os participantes caminharam a velocidades normais e aceleradas auto-selecionadas.	Resultado primário: o pico do COAR ocorreu em 10 a 20% da fase de postura	Os homens obesos mais antigos exibiram menor demanda de sapato / fricção em comparação com homens idosos não obesos quando caminhavam a uma velocidade apressada. Não foram encontradas diferenças relacionadas à obesidade na demanda de fricção no calçado / chão ao caminhar à velocidade auto-selecionada.
Chang et al. (2012) ⁹³	Estudo transversal	Mulheres saudáveis (25), Homens saudáveis (25).	Para comparar e relacionar COAR de ambos os pés do mesmo participante na mesma condição de andar.	Os participantes caminharam a velocidades normais e rápidas auto-selecionadas em uma passarela de pedreira. Foram utilizados dois tipos de calçado, um loafer de couro e uma tênis. Os saltos do loafer foram substituídos por Neolite para padronizar os materiais da sola de sapato nos mocassins para ambos os sexos. O material da sola de sapato para as tênis era o uretano	Resultado primário: o pico de COAR ocorreu em 10-20% da fase de postura. Resultado secundário: velocidade de caminhada.	Uma diferença no COAR foi encontrada entre os dois pés em 78% dos dados. A regressão logística mostrou que a velocidade de caminhada contribuiu para as diferenças de COAR .

				<p>de plástico térmico. Duas combinações de design fatorial de tipo calçado e velocidade de caminhada foram randomizadas, resultando em quatro condições de caminhada diferentes: loafer-fast (LF), loafer-normal (LN), sneaker-fast (SF), sneaker-normal (SN).</p>		
Fino et al. (2014) ⁹⁴	Estudo transversal	Adultos saudáveis (10 - 7 homens, 3 mulheres).	Para investigar a relação entre COAR e velocidade de marcha, altura de obstáculos e estratégia de giro, os participantes caminharam em torno de obstáculos de várias alturas.	Os participantes caminharam ao longo de uma passarela coberta de vinil de 1,2 m de comprimento, 1,2 m de largura, com uma distância de 2,5 m adjacente de 1,3 m, anexada aproximadamente a meio caminho da passarela. Eles realizaram rotações de 90 ° em torno de torres de canto de quatro alturas diferentes (0 cm (sem pilão de canto), 63 cm, 104 cm e 167 cm) a velocidades de caminhada normais, lentas e rápidas auto-selecionadas usando	Resultado primário: o pico de COAR ocorreu na fase de postura de 10-20%. Resultado secundário: velocidade de aproximação.	O COAR médio em velocidades lentas, normais e rápidas foi de $0,38 \pm 0,10$, $0,45 \pm 0,11$ e $0,54 \pm 0,10$, respectivamente. O COAR máximo ocorreu em push-off para 94,7% de todos os ensaios. Sob a velocidade de caminhada normal sem obstáculo, o RCOF no contato do calcanhar foi $\mu = 0,21$, $\mu = 0,25$ e $\mu = 0,35$ para velocidades lentas, normais e rápidas. A altura do obstáculo não afetou os valores de RCOF.

				estratégias de rotação de passo e giratório. As três alturas de obstáculos (63 cm, 104 cm e 167 cm) foram escolhidas por dois motivos principais: 1) correspondem à altura do joelho, quadril e articulações do ombro, respectivamente, e 2) imitar a altura dos objetos do cotidiano tais como caixotes (joelho), mesas e balcões (quadril) e prateleiras e armários (ombro).		
Kleiner et al. (2014) ⁶¹	Estudo transversal	Pacientes com acidentes vasculares cerebrais (12), indivíduos saudáveis pareados com idade (12)	Para investigar os possíveis efeitos do pavimento e do corpo hemi afetado na reação no solo forças e sobre o coeficiente de fricção necessário (COAR) durante a marcha descalço.	O participante foi orientado a caminhar descalço ao ritmo auto-selecionado sobre duas placas de força no seguinte piso: 1) homogêneo vinil (HOV); 2) tapete; 3) vinil heterogêneo (HTV); 4) misturado (a primeira metade da via foi coberta com HOV e segundo com HTV).	Resultado primário: o pico 1 do RCOF ocorreu em 10-20% da fase de postura e o pico 2 do RCOF ocorreu em ~ 90% da fase de posição durante o empurrão do ciclo de marcha. Resultados secundários: tempo de contato; forças de reação do solo vertical, lateral e anterior-posterior.	Para o COAR1 e COAR2 em altura, as condições do piso, o traçado AS e US apresentaram maior fricção dinâmica durante o contato do inferno e menor atrito dinâmico durante o dedo do pé do que o CG. Os EUA apresentaram maiores valores de COAR2 do que o AS. Houve efeitos de tipo de revestimento em COAR2 para AS e US. O tapete e o HTV aumentaram os valores de COAR2 para ambos os membros.

Kleiner et al. (2015) ^{b62}	Estudo transversal	Grupo ancião (10), grupo de idade média (10)	Investigar o efeito do pavimento na marcha descalço de acordo com a idade eo sexo.	Cada participante foi convidado a andar a sua velocidade preferida em duas placas de força nas seguintes superfícies: 1) vinil homogêneo (HOV), 2) tapete, 3) vinil heterogêneo (HTV) e 4) misturado (no qual a primeira metade da via foi coberta com HOV e a segunda com HTV)	Resultado primário: o pico 1 do COAR ocorreu em 10-20% da fase de postura e o pico 2 do COAR ocorreu em ~ 90% da fase de posição durante o empurrão do ciclo de marcha. Resultados secundários: tempo de contato; forças de reação do solo vertical, lateral e anterior-posterior.	O tapete era o piso crítico em termos do coeficiente de atrito requerido. Quando adultos idosos foram comparados com adultos de meia-idade, eles demonstraram maior coeficiente de atrito necessário durante a fase de adição. As diferenças de gênero foram observadas no COAR durante a fase de contato do calcanhar no andar de andar descalço. Os indivíduos do sexo masculino apresentaram menor RCOF1 que as mulheres.
Kleiner et al. (2017) ⁵⁵	Estudo transversal	22 indivíduos com PD (fase ON de levodopa) e 22 indivíduos saudáveis.	Para caracterizar o coeficiente de fricção requerido (COAR) curvas de pacientes com doença de Parkinson (PD) durante o andar descalço e avaliar as relações entre esta variável e	Os participantes caminharam com os pés descalços ao longo de um percurso e passaram por duas plataformas de força embutidas no chão da sala de coleta de dados.	O COAR instantâneo foi calculado como a relação entre os componentes horizontal e vertical das forças de reação do solo. Os testes t de duas amostras foram aplicados a cada 1% da fase de suporte da curva COAR para comparar grupos e identificar fases em que os dois grupos eram diferentes.	Os sujeitos com DP exibiram valores de COAR mais baixos durante a resposta de carga e as fases de postura terminal e valores de COAR maiores durante a fase intermediária em comparação com o grupo controle. Uma forte correlação positiva foi encontrada entre a Área 1 e o Teste Timed Up and Go (90,3%).

			as escalas funcionais.		Especificamente, foram calculadas três áreas de COAR: Área 1 (resposta de carga), Área 2 (ponto médio) e Área 3 (posição terminal).	
Pacifici et al. (2016) ⁸⁵	Estudo transversal	Esclerose múltipla (22), Controles saudáveis (10)	Para calcular COAR em pessoas com esclerose múltipla com base em dados de análise de marcha tridimensional.	Os participantes foram convidados a caminhar com os pés descalços a uma velocidade auto-selecionada da maneira mais natural possível pelo menos seis vezes em uma passarela de 10 m, permitindo tempos de descanso adequados entre ensaios.	O COAR foi calculado como a proporção do cisalhamento ao GRF normal componentes durante a fase de stance do ciclo de marcha e normalizados pela velocidade de caminhada. Os seguintes as variáveis foram extraídas: primeiro pico (P1COA), vale (V1COA) segundo pico (P2COA) na curva COAR ; computação do momento máximo de dorsiplantarflexão do tornozelo (MOMmax) e potência máxima da junção do tornozelo (PWRmax).	P2COA foi significativamente menor no grupo MS em comparação com os controles. O grupo MS apresentou correlação positiva moderada entre V1COA e MOMmax (55,8%). O grupo controle apresentou correlação positiva moderada entre P1COA e MOM max (63,6%).

Rezgui et al. (2015) ⁹⁶	Estudo transversal	Mulheres saudáveis (5)	Para analisar as demandas de fricção e articulação e efeitos biomecânicos do desgaste de pé diferente.	Os sujeitos foram convidados a caminhar com os pés descalços e em calçados com uma velocidade de caminhada confortável e auto-selecionada. Foram avaliados quatro tipos de sapatos de moda feminina com várias alturas de calcanhar. As principais diferenças entre os sapatos foram a altura, largura do calcanhar e altura do suporte do antepino (plataforma): (a) calcanhar fino de 7,2 cm (TH), (b) calcanhar fino de 12,2 cm (TH), (c) sapato calcada de 9 cm (WH) e (d) Sapato de 12,5 cm (WH).	Coeficientes de fricção durante o carregamento inicial (COAR1) e fase de push-off (COAR2) e seu tempo de ocorrência (t1, t2), resposta de carga, força de impacto e força de empurrão valores do GRF vertical e picos de cisalhamento resultante GRF. Os dados foram obtidos usando um algoritmo de detecção de pico e foram retirados dos dez ciclos de marcha bem-sucedidos para cada condição ambulante média em assuntos para ser representativo da condição específica.	O COAR1 foi significativamente maior com os calcanhares finos e calcetados. O tempo dos picos de COAR ocorreu um pouco mais tarde com os saltos mais altos (> 12 cm). Em comparação com os sapatos de calção, os calcanhares finos levaram a uma diminuição da taxa de carga, exigindo maior força no aumento do calcanhar e nas fases de empurrão. Um salto superior leva a uma força de impacto maior e menor o carregamento, o impacto resulta em forças de corte mais baixas.
Seo et al. (2013) ⁹⁷	Estudo transversal	Mulheres saudável (20), Homens saudáveis (27)	Para avaliar se A tendência de deslizamento da perna dominante seria diferente da da perna não dominante	Cada participante foi convidado a caminhar livremente por um ritmo auto-selecionado. Os pontos de partida em cada extremidade foram ajustados até que sua caminhada fosse	COAR no contato do calcanhar e velocidade do calcanhar (HCV).	A assimetria foi encontrada no COAR e HCV entre os dois membros inferiores. O COAR de pernas não-dominantes foi maior que o de pernas dominantes.

comparando o necessário Coeficiente de atrito (COAR) dos dois membros inferiores.	consistente ao longo de seu tempo de teste. Isso permitiu que o pé esquerdo pousasse na primeira placa de força e no pé direito na segunda placa de força. O COAR dos membros esquerdo e direito foi coletado da primeira e segunda placa de força, respectivamente.
---	--

3.1.3.3. Avaliação De Qualidade Metodológica

Com base no CCAT⁸⁹⁻⁹⁰, a qualidade metodológica dos artigos analisados variou de 58,75% a 78,75% (média: 68,625%). Um artigo (10%) foi classificado como tendo qualidade moderada, nove (90%) artigos tiveram alta qualidade e nenhum dos artigos (0%) apresentou qualidade muito alta (Tabela 2).

Tabela 2. Pontuação de qualidade metodológica dos artigos desta revisão sistemática.

Autor/ANO	Preliminares	Introdução	Desenho	Amostra	Dados	Ética	Resultado	Discussão	Total	Qualidade %
Anderson et al.(2014) ⁶⁷	4	5	4.5	4	3	4	4	3	31.5	78.75
Arena et al (2017) ⁹²	4	5	4	3	3	4	5	3	31	77.5
Chang et al., (2012) b ⁹³	3	2.5	3	1	4	4	4	3	24.5	61.25
Fino et al. (2014) ⁹⁴	3	2.5	4	4	4.5	4	4	2	28	70
Kleiner et al. (2014) ⁶¹	3	2.5	5	4	4	4	4	3	29.5	73.75
Kleiner et al. (2015)b ⁶²	3	2	5	3	4	4	4	3	28	70
Kleiner et al. (2017) ⁵⁵	3	2.5	5	4	4	4	4	3	29.5	73.75
Pacifici et al. (2016) ⁹⁵	3	2.5	3.5	2	4.5	3	4	2	24.5	61.25
Rezgui et al. (2015) ⁹⁶	3	2.5	4	1	2.5	3.5	5	3	24.5	61.25
Seo and Kim (2013) ⁹⁷	2	1.5	5	1	3.5	3.5	4	3	23.5	58.75

3.1.4 DISCUSSÃO

Ambas as variáveis ambientais e humanas podem influenciar o atrito durante a marcha. Estes dois aspectos inegáveis sempre devem ser levados em consideração ao estudar o COAR. No entanto, o foco do presente estudo é sobre fatores humanos. Na presente revisão sistemática, estudos sobre COAR durante a marcha foram realizados com indivíduos saudáveis, levando em consideração a idade^{62,67}, sexo^{62,96}, o membro inferior dominante⁹⁷, velocidade de marcha^{67,93,94}, adaptações de marcha^{67,94}, bem como diferentes tipos de pisos, superfícies⁶² e sapatos^{93,96} em indivíduos obesos⁹², indivíduos com doenças neurodegenerativas, como Parkinson⁵⁵ e esclerose múltipla⁹⁵ e sobreviventes de AVC⁶¹.

Analisando as curvas COAR instantâneas, o COAR é maior na marcha de indivíduos saudáveis perto da resposta de carga e das fases de postura terminal. O COAR é mais alto nessas fases em comparação com as outras fases de postura em primeiro lugar para permitir a fase de desaceleração para a aceitação do carregamento e, em segundo lugar, permitir que a fase de aceleração assegure a progressão da marcha. Isso permite a aderência adequada e, conseqüentemente, a transmissão das forças desenvolvidas para a cadeia cinemática, reduzindo a chance de escorregar e o risco de quedas. A resposta de carga e a posição terminal são as fases críticas nas quais os deslizamentos geralmente ocorrem: quanto menor a fricção estiver nessas fases, maior o risco de escorregamento.

No que diz respeito aos grupos etários, estudos comparando adultos saudáveis e adultos mais velhos demonstram que o COAR é menor durante o contato inicial⁶⁷ e maior durante o contato final em adultos mais velhos⁶². Isso pode ser devido à sensibilidade plantar, que é uma importante fonte de informação para o controle do equilíbrio, pois codifica as mudanças de pressão sob os pés, especialmente durante a marcha. Esta informação chega ao cérebro, que detecta a posição do corpo e, se necessário, gera reflexos posturais para manter uma posição vertical e equilíbrio dinâmico

durante a marcha^{98,99}. Em comparação com a condição descalça, caminhar com sapatos poderia potencialmente interferir com a detecção da estimulação da superfície plantar¹⁰⁰. Essa interferência pode ser inconseqüente para indivíduos com sensibilidade plantar intacta, mas os adultos mais velhos geralmente têm uma sensibilidade planar reduzida¹⁰¹.

Considerando diferentes velocidades de marcha⁹³, compararam a marcha de homens e mulheres saudáveis a duas velocidades diferentes e descobriram que a velocidade contribuiu para as diferenças no COAR, o que está de acordo com os dados relatados por Fino et al. (2014)⁹⁴ e Anderson (2014)⁶⁷. Em contraste, os valores de COAR são inalterados quando diferentes velocidades de marcha e comprimentos de passo são controlados na comparação de diferentes faixas etárias⁶⁷ ou durante a marcha com obstáculos⁹⁴.

Na comparação dos sexos independentemente da velocidade da marcha, os homens apresentam um COAR menor durante a fase de resposta do carregamento do que as mulheres⁶². Isto também foi observado por Li et al. (2001)¹⁰² e Chao et al. (1983)¹⁰³, que descobriram que as mulheres apresentavam maior força de reação do solo lateral e anteroposterior do que os homens. Burnfield e Powers (2003)⁶⁴ descobriram que o COAR máximo variou com o sexo: as fêmeas geraram valores de COAR mais altos do que os machos a uma velocidade de caminhada lenta, enquanto os machos geraram valores de COAR de pico mais altos do que as fêmeas a um ritmo de caminhada rápido. As diferenças estruturais no quadril e no joelho feminino resultam em diferenças nos padrões de movimento^{104,105}. Além disso, características, tais como alinhamento esquelético, força muscular e parâmetros antropométricos, podem contribuir para diferenças de sexo e idade no desempenho da marcha.

No que diz respeito ao tipo de sapato, Chang et al. (2012b)⁹³ compararam a marcha de homens e mulheres saudáveis com dois tipos diferentes de sapatos e duas velocidades (quatro condições) e descobriram que o COAR demonstrou diferenças em 78% dos dados comparando os lados esquerdo e direito. Em um estudo envolvendo

apenas mulheres e quatro tipos diferentes de sapatos, Rezgui et al. (2015)⁹⁶ descobriram que o COAR no contato inicial era maior com saltos finos e saltos em forma de cunha; O tempo máximo de COAR ocorreu um pouco mais tarde em sapatos de salto finos em comparação com saltos em forma de cunha; os saltos finos levaram a uma redução no COA na fase de resposta ao carregamento, exigindo um COAR maior na fase do dedo do pé em comparação com os calcanhares em forma de cunha; e os saltos finos levaram a uma maior força de cisalhamento, com uma menor resposta de carga e forças mais baixas.

Na comparação entre os membros inferiores em indivíduos saudáveis, o COAR na resposta de carga da perna não dominante é maior que a perna dominante⁹⁷. Isso ocorre porque cada passo durante a caminhada é ligeiramente diferente de outros devido a diferenças nos parâmetros da marcha, como a velocidade de contato do calcanhar, o ângulo e o esforço de força. Assim, o COAR varia de um passo para outro durante a locomoção humana para cada indivíduo, mesmo sob as mesmas condições de caminhada no mesmo tipo de piso¹⁰⁶.

A obesidade, o envelhecimento e o aumento da velocidade da marcha podem influenciar o COAR. Arena et al (2017)⁹² descobriram que os indivíduos idosos obesos têm um COAR menor no contato inicial na fase de resposta de carga ao acordar mais rápido em comparação com indivíduos idosos não obesos a uma velocidade rápida, enquanto que não foram encontradas diferenças em um ritmo auto-selecionado.

O COAR durante a marcha de indivíduos com doenças neurodegenerativas é alterado. Comparando o COAR entre indivíduos com Parkinson e indivíduos saudáveis, Kleiner et al. (2017)⁵⁵ descobriram que o primeiro grupo apresentou um COAR menor na fase de resposta ao carregamento, COAR maior na fase de meia-posição e COAR menor na fase de adição durante a marcha em um ritmo auto-selecionado em comparação com adultos saudáveis. Além

disso, uma correlação positiva foi encontrada entre o teste Timed Up e Go e o COAR da resposta de carregamento.

Pacifici et al. (2016)⁹⁵ descobriram que os indivíduos com esclerose múltipla apresentavam menor COAR durante o início do tratamento em comparação aos controles saudáveis. Além disso, uma correlação positiva moderada foi encontrada entre o COAR e o momento de flexão plantar no grupo com esclerose múltipla e uma correlação positiva moderada foi encontrada entre o primeiro pico de COA e o momento de flexão plantar no grupo de controles saudáveis.

Em um estudo com diferentes tipos de superfícies, Kleiner et al. (2014)⁶¹ descobriram que os sobreviventes de AVC tinham um COAR maior no contato inicial e diminuíram o COAR em relação aos controles saudáveis. Os autores também descobriram que as diferentes superfícies do piso afetaram o desfecho, com uma redução no COAR durante o início do banho quando o piso de vinil e o tapete foram utilizados.

O COAR parece ser uma ferramenta importante para a análise da marcha que facilita a interpretação dos dados sobre o atrito entre o pé e o solo durante a marcha e permite quantificar as alterações ambientais com diferentes tipos de pavimentos, quando se utilizam diferentes tipos de sapatos e entre indivíduos normais e com doenças neurológicas.

3.1.5 AGRADECIMENTOS

O estudo recebeu financiamento do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e Coordenação para o Desenvolvimento do Pessoal de Ensino Superior no Programa de Pós-Graduação em Instituições de Educação Privada (CAPES – PROSUP - 1745742). O Laboratório de Análise de Movimento Integrado recebe financiamento da Universidade Nove de Julho (Brasil).

3.2 ESTUDO II (Publicado na Gait Posture)

Gait & Posture 65 (2018) 363–364



Contents lists available at [ScienceDirect](#)

Gait & Posture

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



Short communication

P 081 - Required friction curve patterns in a child with unilateral spastic cerebral palsy and true equinus gait



Roberta Delasta Lazzari^a, Ana Francisca Rozin Kleiner^{b,c}, Jamile Benite Palma Lopes^d,
Arislander Jonathan Lopes Dumont^a, Luiz Alfredo Braun Ferreira^e, Manuela Galli^{b,f},
Claudia Santos Oliveira^{c,d,*}, Luciana Maria Malosa Sampaio^a

Padrões De Curva De Atrito Requerido Em Uma Criança Com Paralisia Cerebral Hemiparética Espástica e Verdadeira Marcha em Equino

3.2.1 Introdução

Os escorregões ocorrem durante a marcha quando o coeficiente de atrito requerido (COAR) para evitar o deslizamento na interface entre o pé e o chão excede o atrito disponível. O COAR depende das características biomecânicas de um indivíduo e do padrão de marcha, enquanto o atrito disponível depende de características ambientais⁶⁰.

3.2.2 Pergunta de pesquisa

Qual é o comportamento do COA quando comparamos o padrão da curva do COAR em uma criança com paralisia cerebral hemiparética espástica(PCHE) e uma criança saudável com a mesma idade?

3.2.3 Métodos

Uma criança com PCHE (sexo masculino, 12 anos, 35kg, altura 143cm, GMFCS Nível 1) e uma criança saudável pareada por idade (11 anos, 52kg, altura 146cm) participaram deste estudo. Os participantes foram instruídos a andar descalços em um velocidade autoseletiva ao longo de um plataforma revestida de carpete e em duas plataformas de força embutidas no piso da sala de coleta de dados. Os dados das forças de reação do solo foram normalizados pelo peso corporal e expressos em função da porcentagem da fase de Apoio (FA). Os dados cinéticos brutos foram filtrados usando um filtro Butterworth digital passa-baixa de 2ª ordem com uma frequência de corte de 10 Hz. A curva COAR foi obtida como a razão entre forças tangenciais e a força de reação vertical do solo^{53,60}. As curvas do

COAR da criança com PC e a criança de mesma faixa etária foram comparadas (Figura 7).

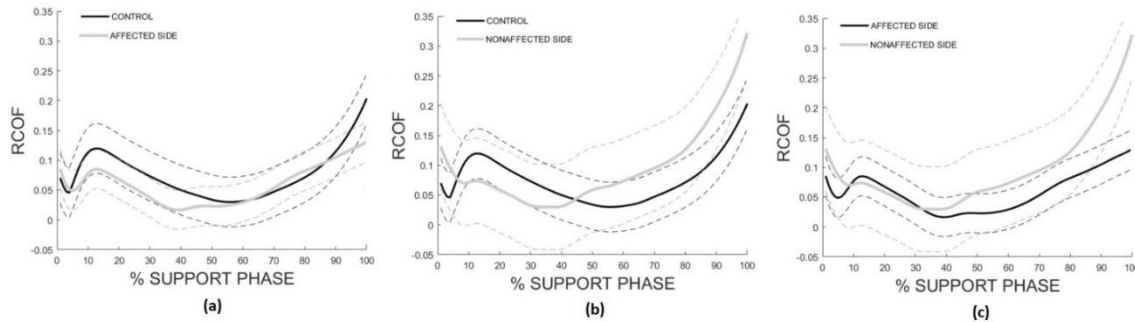


Figura 7. Média e desvio padrão das curvas COAR normalizadas pelo tempo de fase de suporte da criança com PC e pareado por idade (controle): a) controle versus lado afetado; (b) controle versus lado não afetado; (c) lado afetado versus lado não afetado. Legenda: % SUPPORT PHASE = normalizado pela porcentagem da fase de suporte.

3.2.4 Resultados

As comparações do lado acometido e controle (Figura 1a) revelam diferenças na resposta de carga (5% a 20% do FA), início do apoio médio (21% a 50% do FA) e apoio terminal ao fases pré-balanço (85% a 100% do FA). Diferenças entre o lado não afetado e o controle foram encontradas ao longo de toda a FA (Figura 1b). As Diferenças entre os lados afetados e não afetados foram encontradas no contato inicial com o início das fases de resposta de carga (0 a 10%) e durante a fase de apoio médio nas fases de pré-balanço (40% a 100% do FA) (Figura 1c).

3.2.5 Discussão

No lado afetado, o equino verdadeiro é visto na curva do COAR devido à espasticidade e / ou contratura dos músculos gastrocnêmio e sóleo¹⁰⁷, com picos e vales de COAR mais baixos em comparação

com o lado não afetado e o controle. Os valores mais elevados de COAR na fase intermediária e na fase de pré-balanço no lado afetado provavelmente constituem uma estratégia de compensação para a progressão desse lado. Uma descrição completa das variáveis do COAR poderia lançar um novo direcionamento sobre a cinética da marcha do equino verdadeiro e auxiliar na identificação dos momentos mais críticos da fase de apoio que poderiam levar a um deslize ou queda na população com Paralisia Cerebral.

3.3 ESTUDO III

(submetido na European Journal Of Physical Medicine And Rehabilitation)

COEFICIENTE DE ATRITO NA MARCHA DE CRIANÇA COM PARALISIA CEREBRAL SUBMETIDA AO TREINO DE MARCHA EM ESTEIRA ASSOCIADO A ESTIMULAÇÃO TRANSCRANIANA POR CORRENTE CONTINUA. RELATO DE CASO

3.3.1 Introdução

O treino de marcha em esteira ergométrica associado a técnica de estimulação cerebral não invasiva tem demonstrado efeitos funcionais promissores em crianças com paralisia cerebral (PC)^{80,81}. A estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) é uma técnica de estimulação cerebral não invasiva, de baixa intensidade, aplicada no couro cabeludo de forma segura, e possui a capacidade de favorecer ou inibir a excitabilidade cortical na área alvo, a depender da polaridade do eletrodo^{68,69}. Alguns estudos publicados recentemente demonstraram que a ETCC anódica aplicada sobre o córtex motor primário lesionado e catódica em região supra orbital contralateral, foi capaz de otimizar os efeitos do treino de marcha em esteira ergométrica, com manutenção destes efeitos após um mês do fim do tratamento^{80,81}. Foram observadas melhoras nas escalas de avaliação clínica a Escala de Equilíbrio Pediátrica (EEP), Escala Inventário de Avaliação Pediátrica de Incapacidade (PEDI), Medição da Função Motora Grossa (GMFM), Teste de Timed Up and Go (TUG) e variáveis espaço-temporais da marcha e equilíbrio em estudos com a mesma população utilizando a ETCC^{78,80,81,83}.

A análise tridimensional da marcha, é uma ferramenta muito importante para reabilitação de crianças com paralisia cerebral. Esta permite a análise do movimento das articulações pela cinemática, a análise da ação dos músculos pela eletromiografia, e, a análise do torque e da potência articular pela cinética. A combinação de todas essas informações facilita o processo de tomada de decisão, reduzindo o tempo e o custo de intervenções inadequadas. Na investigação das Variáveis Cinéticas, podemos destacar a Análise das Forças de Reação ao Solo que são medidas por uma plataforma

de força, em superfícies secas e a resultante dessas Forças na análise do Coeficiente De Atrito Requerido (COAR) que é calculado como a razão entre as forças de reação tangenciais à vertical do solo durante a fase de apoio⁵³, caracterizado por dois picos(P1COA-Resposta Carga e P2COA-Apoio Terminal) e um vale (V1COA).

Até esse momento não foi encontrado nenhum estudo que explorou os efeitos do treino de marcha em esteira ergométrica associado a ETCC para as Variáveis Cinéticas da marcha e ao Coeficiente De Atrito Requerido. Desta forma, o objetivo desse relato de caso foi verificar se a ETCC associada ao Treino de Marcha em esteira é capaz de modificar diretamente o RCOA em um paciente com PC e correlacionar com as variáveis cinemáticas e escalas funcionais.

3.3.2 Relato De Caso

O estudo de caso foi realizado após aprovação do Comitê de Ética da Universidade Nove de Julho (São Paulo, Brasil) sob o protocolo número 2.222.628 (ANEXO 1) e cadastrado no Registro Brasileiro de Ensaio Clínicos (ReBEC - RBR-95xwc7A). O termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO2) foi assinado pelo responsável da participante antes do início de cada procedimento. A criança ainda aceitou participar do estudo através do termo de assentimento(ANEXO3). O estudo foi realizado em outubro de 2017.

3.3.2.1 Descrição Do Caso:

Este estudo relata uma criança com nove anos de idade, do sexo feminino (altura 122 cm e peso 27 kg), raça branca, diagnosticada com paralisia cerebral com hemiparesia espástica à direita. A criança nasceu na vigésima quarta semana de gestação, através de uma cesárea pesando 810 gramas, com Apgar no primeiro minuto de 4 e no quinto minuto de 7. No registro de alta consta que após o nascimento foi necessário intubação orotraqueal em sala de parto e

encaminhado para a unidade neonatal. A criança recebeu uma dose de surfactante, cateterismo de vasos umbilicais e antibioticoterapia. Evoluiu com sepse precoce com *Streptococcus Agalactiae*, fez o uso de drogas vasoativas. Iniciou-se nutrição parenteral precoce durante 2 meses. Evoluiu com aparecimento de PCA (persistência do canal arterial). Fez o uso de indometacina com 4 dias de vida com 4 doses, com melhora de sopro. Após alguns dias de internação a criança apresentou importante piora clínica com perfuração intestinal - enterocolite necrosante. Realizando punção abdominal e drenagem da cavidade peritoneal por 10 dias. Iniciou-se uma nova dieta e logo após ocorreu um episódio de perfuração intestinal, sendo novamente drenada. Foi submetida a laparotomia exploradora e ileostomia em duas bocas com ressecção de aproximadamente 1 cm de alça ideal. A criança evoluiu com insuficiência renal e colestase neonatal. A dieta foi reiniciada lentamente com a paciente apresentando novas infecções e colonização fúngica sendo administrado: Piperacilina, Tazocin, Amicacina e Fluconazol. Após a estabilização do quadro clínico, foi realizado o fechamento da ileostomia. Devido à dificuldade de progressão da dieta, usou leite materno cru e dieta semi-elementar. Recebeu diagnóstico de doença metabólica e óssea; e também foi diagnosticada com fratura de fêmur e Transfemural contralateral, tibia, úmero e fíbula com aspecto radiológico de raquitismo por deficiência de cálcio, fosforo e vitamina D, não tendo sido descartada a hipótese de Osteogênese Imperfecta tipo III, após múltiplas fraturas complementando a dieta com cálcio e vitamina D. O quadro clínico apresentou melhora com bom ganho ponderal, com boa aceitação da dieta. A criança ficou em ventilação pulmonar mecânica durante um mês e meio, por um dia, usou CPAP nasal e por 13 dias cateter nasal. Foram realizadas avaliação cardiológica com ecocardiograma com canal arterial de 3mm com repercussão leve, avaliação oftalmológica com periferia avascular e Ultrassonografia de crânio com hemorragia intracraniana grau IV. Após 3 meses realizou-se outra ultrassonografia e apresentou Cisto encefálico pós-

hemorrágico. A ultrassonografia de rins e vias urinárias não apresentou alteração.

3.3.2.2 Intervenção:

A estimulação cerebral não invasiva foi realizada com um dispositivo ETCC (Neurocon) usando dois eletrodos de superfície o tipo silicone-esponja (5-7 cm²) umedecidos com solução salina. A ETCC foi aplicada com uma intensidade de 1mA¹⁰⁸ sobre o córtex motor. Os eletrodos foram posicionados com o ânodo sobre C3 (segundo o sistema Internacional 10-20 de eletroencefalografia)¹⁰⁹ correspondendo ao córtex do motor primário lesionado e o cátodo posicionado sobre o córtex motor primário contralateral à lesão. O estudo foi realizado com a ETCC aplicada simultaneamente ao treino de marcha em esteira com duração de 20 minutos por sessão^{80,81}, com 5 sessões semanais, totalizando 10 sessões realizadas durante 2 semanas consecutivas^{80,81,83}. Para facilitar a excitabilidade cortical na região perilesional, o córtex motor primário lesionado foi estimulado durante o treino de marcha na tentativa de reforçar o aprendizado motor durante a fases do ciclo de marcha. Após as sessões foram relatados e observados efeitos adversos, como coceira e vermelhidão na região da estimulação dos eletrodos, que após a interrupção de cada treino desapareciam. Anteriormente a realização do início do protocolo a criança realizou duas sessões de treinamento na esteira com velocidade livre e sem ETCC para conhecimento da atividade. A velocidade da esteira foi adaptada de acordo com o feedback fornecido pela criança, de maneira que o treino fosse confortável para a mesma durante os vinte minutos.

O treino de marcha em esteira foi realizado sem suporte de peso corporal ou inclinação da esteira, utilizando tênis de uso habitual. Durante todo treino a criança teve suporte das barras de apoio da esteira com acompanhamento de um fisioterapeuta a todo momento, fornecendo comando verbal quando necessário.

3.3.2.3 Avaliações:

A participante foi avaliada no Laboratório Integrado de Análise do Movimento Humano da Universidade Nove de Julho (UNINOVE) - São Paulo - Brasil. Foi utilizada uma plataforma de força (Kistler modelo 9286A) para a aquisição das variáveis cinéticas e um sistema optoeletrônico composto por oito câmeras infravermelho Smart-D (BTS Bioengineering, Itália) ajustadas a uma frequência de 100 Hz para análise cinemática. Vinte e dois marcadores reflexivos esféricos (14 mm de diâmetro) foram colocados na superfície da pele nos membros inferiores e no tronco da participante em pontos anatômicos específicos de acordo com o protocolo descrito por Davis et al. ¹¹⁰.

A participante foi convidada a caminhar com os pés descalços a uma velocidade auto-seletiva pelo menos seis vezes sobre uma passarela de 6 metros. Durante a avaliação a criança pôde descansar a qualquer momento. Como o COAR é afetado pelo atrito entre o pé/sapatos e o chão, para evitar a influência do tipo de sapato, a participante foi convidada a realizar cada teste com os pés descalços.

Essa avaliação foi realizada em 3 momentos: Pré-Intervenção, Pós-Intervenção e 1 Mês após a Intervenção.

Os dados brutos foram processados usando o software SMART Analyzer, Versão 1.10.458.0 (BTS Bioengineering, Itália) para calcular as seguintes variáveis: os parâmetros espaço temporais da marcha; ângulos dos tornozelos, do joelho e do quadril; e as forças de reação ao solo (Ground Reaction Force(GRF)). O GRF foi normalizado pelo peso corporal.

Com base no cálculo das variáveis mencionado anteriormente, o COAR instantâneo foi calculado pela primeira vez como a razão entre o GRF tangencial ao GRF vertical durante a posição como representado na Equação 1:

$$COA = \frac{\sqrt{AP^2 + ML^2}}{V}$$

Onde AP é GRF Antero-Posterior, ML é GRF Médio-Lateral e V é GRF vertical.

De acordo com Chang et al⁵³, o COAR é tipicamente considerado o máximo local da curva COAR instantânea, e ocorre a ~ 20% da duração da fase de apoio da marcha, durante a aceitação do peso (identificado como P1COA). O segundo pico máximo ocorre em ~ 90% da duração da fase de apoio da marcha, durante a propulsão, e é nomeado como P2COA. Na fase intermediária, o valor mínimo ou vale na curva COAR instantânea é calculado e identificado como V1COA⁵³.

3.3.3 Discussão

Com relação as escalas funcionais (Tabela 3), a paciente apresentou melhora no tempo de execução do TUG após a intervenção com manutenção deste após o fim da intervenção, bem como aumento da pontuação da EEP no momento após com manutenção dos resultados ao fim do protocolo. Apresentou ainda melhora na pontuação das áreas de autocuidado, mobilidade e função social do PEDI no momento após intervenção com manutenção dos efeitos no follow up. A escala de qualidade de vida revela discreta melhora na pontuação após as sessões de treinamento com manutenção desta ao fim do protocolo. Estes resultados sugerem melhora na mobilidade e funcionalidade da paciente, corroborando com os resultados de estudos anteriores associando o treino de marcha em esteira^{80,81} e treinos de mobilidade com Realidade Virtual^{78,83} associados a ETCC, envolvendo montagem unilateral.

Tabela 3. Escalas Funcionais

VARIÁVEIS	INTERVENÇÃO		
	PRÉ	PÓS	FOLLOW-UP
TUG [s]	10.45	9.14	9.63
PEDI			
Autocuidado Inicial	50	52	52
Habilidade Funcional	39	46	46
Funcao Social	39	45	45
EEP	44	52	53
QUALIDADE DE VIDA			

Funcao	7	11	11
Familia	10	10	10
Lazer	8	8	8
Autonomia	7	8	8
TOTAL	32	37	37

Legenda: TUG:Timed Up and Go, PEDI Inventário de Avaliação Pediátrica de Incapacidade, EEP: Escala de Equilíbrio Pediátrica

A paciente apresenta o membro inferior direito como mais comprometido. Os dados pré intervenção apontam que este em relação ao membro inferior esquerdo apresentava: maior tempo da passada e comprimento da passada, maior tempo e percentual da fase de suporte; e menor tempo e percentual da fase de balanço. No momento pós intervenção os resultados para tempo da passada e tempo/percentual das fases de apoio e balanço se mantiveram, porém os comprimentos dos passos e passadas se igualaram, a cadência foi reduzida e a largura do passo foi aumentada. No follow-up os resultados se equiparam para os dois membros inferiores, apresentando diminuição no comprimento do passo e passada, aumento na largura do passo e aumento da cadência, mantendo a velocidade. No ensaio clínico de Grecco et al⁸¹ com a mesma população houve aumento da velocidade, cadência, comprimento do passada, comprimento e largura do passo, bem como aumento da porcentagem da fase de apoio. A Tabela 4 apresenta esses resultados.

Tabela 4. Variáveis Espaço-Temporais

VARIÁVEIS	INTERVENÇÃO					
	PRÉ		PÓS		FOLLOW-UP	
	LA	LNA	LA	LNA	LA	LNA
Tempo de passada [s]	1.23(0.27)	1.22(0.26)	1.2(0.09)	1.25(0.14)	1.05(0.09)	1.06(0.07)
Fase de Apoio [s]	0.68(0.15)	0.74(0.16)	0.74(0.06)	0.81(0.12)	0.59(0.07)	0.68(0.05)
Fase de Balanço [s]	0.54(0.13)	0.47(0.14)	0.46(0.05)	0.44(0.03)	0.46(0.04)	0.38(0.05)
Fase de Apoio [%]	55.91(2.43)	61.14(4.38)	61.69(2.51)	64.59(2.55)	56.42(3.01)	64.18(3.26)
Fase de Balanço [%]	44.09(2.43)	38.86(4.38)	38.31(2.51)	35.41(2.55)	43.5(3.17)	35.8(3.26)
Velocidade Média [m/s]	0.6(0.2)		0.5(0.1)		0.6(0.1)	
Cadencia [passos/min]	102.3(18.66)		98.82(8.52)		115.13(7.37)	
Comprimento da passada [m]	0.91(0.04)	0.91(0.06)	0.68(0.06)	0.73(0.07)	0.81(0.09)	0.77(0.09)

Comprimento da passo [m]	0.4(0.02)	0.44(0.02)	0.33(0.04)	0.35(0.09)	0.35(0.03)	0.34(0.12)
Largura do Passo [m]	0.15(0.02)		0.21(0.04)		0.17(0.04)	

Legenda:LA: lado afetado, LNA: Lado não afetado, (s) segundos, (%) porcentagem do ciclo da marcha, (m/s) metros por segundo, (passos/min) passos por minuto e (m) metros.

A Tabela 5 apresenta os dados da amplitude de movimento de tornozelo, joelho e quadril. O hemicorpo não afetado (esquerdo) na condição pré intervenção apresenta maior amplitude de movimento articular para todas as articulações estudadas quando comparado ao lado afetado. Pós-intervenção, existe uma redução da amplitude de movimento articular para os 2 membros inferiores nas articulações do quadril, pelve e tornozelo e joelho do lado afetado, e aumento na amplitude de movimento apenas na articulação do joelho do lado não afetado. Finalmente, no follow-up os valores de amplitude de movimento articular se equiparam. A Figura 8 ilustra as curvas angulares pré, pós-intervenção e follow-up para lado afetado e não afetado.

Tabela 5. Variáveis Cinemáticas

VARIÁVEIS	INTERVENÇÃO					
	PRÉ		PÓS		FOLLOW-UP	
	LA	LNA	LA	LNA	LA	LNA
PLANO SAGITAL						
Dorsiflexão [°]	26.6(3.90)	15.35(3.45)	8.04(2.22)	12.66(4.69)	14.53(2.73)	9.925(6.23)
Flexão Plantar [°]	1.12(2.13)	-18.575(10.1)	-12.64(1.61)	-11.84(7.48)	-5.38(1.36)	-15.95(11.69)
Tornozelo ROM [°]	25.54(1.78)	33.925(6.69)	20.68(0.62)	24.5(2.79)	19.9(1.37)	25.875(5.46)
Flexão Joelho [°]	61.86(3.28)	44.075(14.00)	41.8(4.06)	52(5.31)	61.06(4.78)	47.1(3.62)
Extensão Joelho [°]	16.22(3.51)	-1.975(2.48)	-0.7(2.4)	-0.78(4.25)	18.18(3.04)	-2.18(1.31)
Joelho ROM [°]	45.64(0.22)	46.05(11.05)	42.5(1.66)	52.78(1.05)	42.88(1.74)	49.28(2.3)
Flexão Quadril [°]	48.3(2.92)	41.55(3.91)	33.22(2.35)	32.04(2.91)	37.96(3.16)	27.9(4.54)
Extensão Quadril [°]	5.04(4.38)	-5.625(2.79)	-4.06(3.88)	-7.14(2.07)	4.12(6.68)	-7.95(4.25)
Quadril ROM [°]	43.26(1.45)	47.175(1.12)	37.28(1.53)	39.18(0.84)	33.84(3.5)	35.85(0.3)
Anteversão [°]	19.84(2.38)	20.075(2.42)	12.74(1.02)	14.18(2.28)	14.08(2.77)	13.975(2.19)
Retroversão [°]	10.22(3.07)	11.675(2.97)	5.52(0.95)	5.82(1.49)	4.35(2.59)	4.875(2.65)
Inclinação Pélvica ROM [°]	9.62(0.68)	8.4(0.55)	7.22(0.07)	8.36(0.78)	9.725(0.18)	9(0.47)
FRONTAL PLANE						
Abdução de Quadril [°]	2.56(1.77)	2.55(2.36)	2.36(2.53)	4.52(0.42)	-2.85(0.87)	6.675(1.84)
Adução de Quadril [°]	-2.9(1.97)	-2.15(1.05)	-4.14(0.69)	-2.6(1.78)	-6.6(0.34)	2.85(1.32)
Quadril ROM [°]	5.46(0.2)	4.7(1.31)	6.5(1.83)	7.12(1.4)	3.75(0.53)	3.825(0.53)
Elevação Pélvica [°]	-5.52(2.99)	20.15(1.05)	7.28(2.59)	20.3(3.13)	7.08(1.06)	21.775(4.98)
Depressão Pélvica [°]	-24.26(2.01)	-1.875(3.7)	-27.8(2.49)	-1.84(5.9)	-12.8(5.24)	-2.675(1.34)
Obliquidade Pélvica ROM [°]	18.74(0.98)	22.025(2.66)	35.08(0.10)	22.14(2.8)	19.86(4.2)	24.45(3.64)
PLANO TRANSVERSO						
Rotação Interna do Pé [°]	11.4(3.68)	-8.03(8.11)	-0.76(5.29)	-5.92(3.05)	6.475(5.16)	-8.95(5.32)
Rotação Externa do Pé [°]	-7.1(2.72)	-26.7(8.28)	-22.9(4.32)	-20.6(4.21)	-16.1(7.73)	-22.48(2.24)
Progressão do Pé ROM [°]	18.54(0.95)	18.68(0.16)	22.14(0.98)	14.68(1.2)	22.58(2.6)	13.525(3.07)
Rotação Interna Quadril [°]	1.96(2.55)	6.5(0.8)	-1.9(1.97)	4.16(0.69)	-4.12(0.74)	8.16(0.63)
Rotação Externa Quadril [°]	-11.52(4.53)	-7.75(2.05)	-16.8(2.29)	-5.1(1.9)	-13.2(3.22)	-0.4(2.12)
Rotação do Quadril ROM [°]	13.48(1.98)	14.25(1.25)	14.9(0.31)	9.26(1.2)	9.1(2.5)	8.56(1.49)
Rotação Interna Pelve [°]	-4.1(2.53)	22.5(1.63)	-8.98(4.05)	22.72(3.48)	-5.4(1.13)	18.95(2.04)
Rotação Externa Pelve [°]	-21.82(4.22)	5.55(3.63)	-24.6(2.1)	5.92(1.77)	-20.2(2.7)	5.825(2.43)
Rotação Pelve ROM [°]	17.72(1.69)	17(2.00)	15.62(1.95)	16.8(1.77)	14.75(1.6)	13.125(0.39)

Legenda: LA Lado Afetado, LNA, Lado Não Afetado, [°] graus de amplitude de movimento, ROM (Range of Motion) Amplitude de Movimento

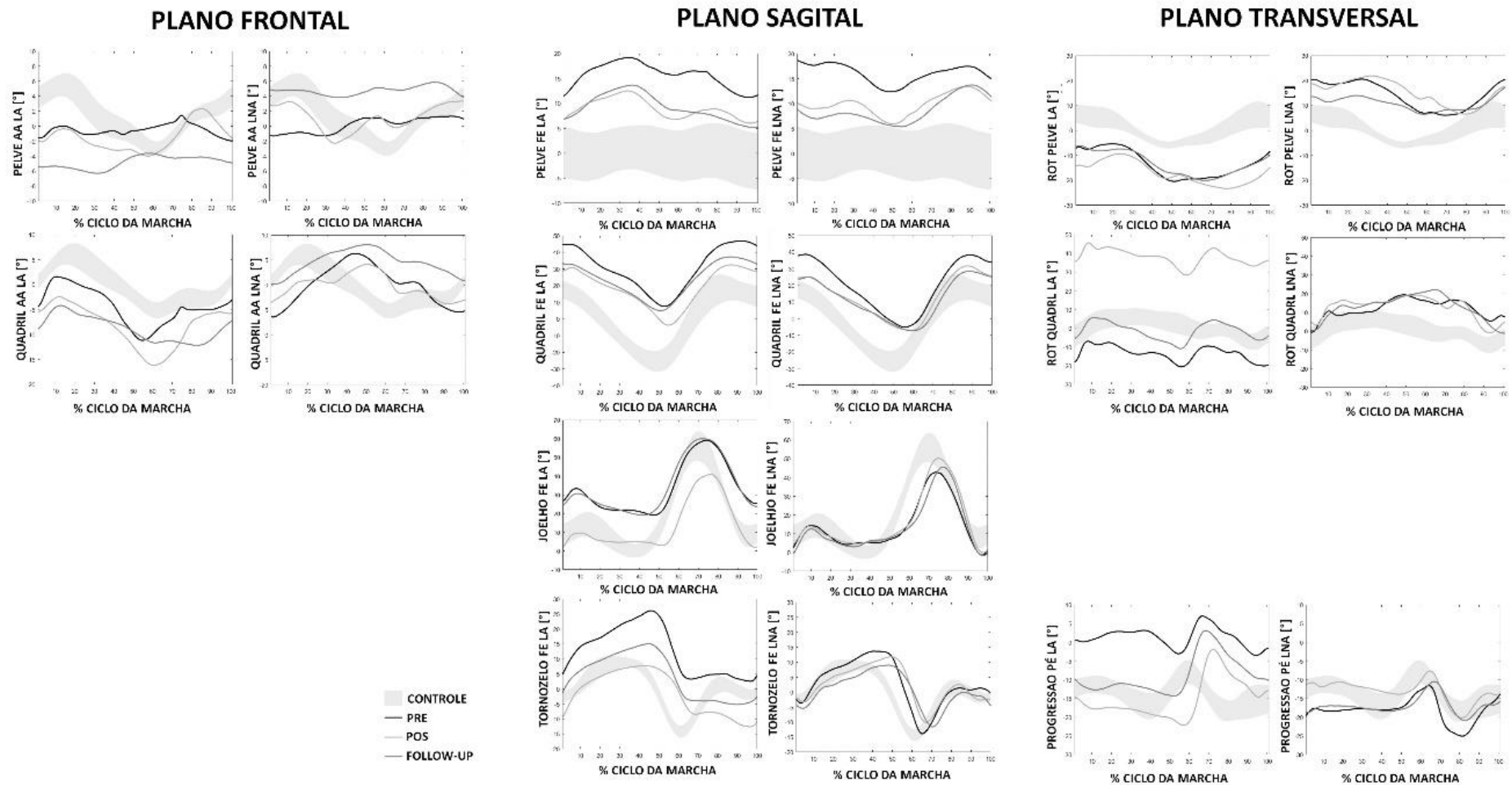


Figura 8. Ilustração do comportamento dos Ângulos Articulares nos momentos pré intervenção, pós-intervenção e follow up para o lado não afetados e para o lado afetado. Legenda: LA: Lado Afetado, LNA: Lado Não Afetado.

A Tabela 6 apresenta os dados de RCOA. O lado não afetado (esquerdo) na condição pré apresenta maior P1COA (fase de absorção), menores V1COA (resposta a carga) e Pico de P2COA (fase de propulsão), quando comparado ao lado afetado. Pós-intervenção o lado não afetado apresenta redução nos valores de coeficiente de atrito, enquanto o lado afetado apresenta um aumento nos valores de RCOA. Finalmente, no follow-up os valores de RCOA se equiparam. A Figura 9 ilustra as curvas do RCOA pré, pós-intervenção e follow-up para lado afetado e não afetado.

Tabela 6. Variáveis Cinéticas

VARIÁVEIS	INTERVENÇÃO					
	PRÉ		PÓS		FOLLOW-UP	
	LA	LNA	LA	LNA	LA	LNA
ATRITO						
P1COA	0.2031	0.2531	0.223	0.1969	0.2097	0.2112
V1COA	0.0828	0.0260	0.1207	0.0793	0.1050	0.0602
P2COA	0.2224	0.2342	0.2863	0.1851	0.2477	0.2332

Legenda: LA: lado afetado, LNA: Lado não afetado, P1COA: Pico 1 Coeficiente de Atrito, P2COA: Pico 2 Coeficiente de Atrito, V1COA: Vale do Coeficiente de Atrito

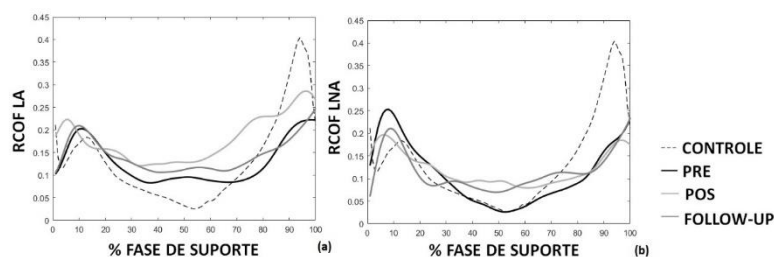


Figura 9. Ilustração do comportamento do RCOA para pré, pós-intervenção e follow-up para lado não afetados e lado afetado.

Considerando apenas a Avaliação Follow-Up, na comparação do LA e LNA os valores de COA se equipararam nos permitindo correlacionar essa variável com as alterações das amplitudes de movimento de quadril, joelho e tornozelo, que também ocorreram e se mantiveram bilateralmente, permitindo uma equivalência nos parâmetros espaço temporais.

Comparamos a avaliação Pré-Intervenção com Follow-Up, o COA aumentou do lado afetado nas 3 medidas avaliadas, e diminuiu no P1COA, e aumentou no V1COA do lado não afetado, equiparando as variáveis bilateralmente. Ainda na comparação Pré Intervenção com Follow Up apresentou equiparação das variáveis, e também, diminuição no tempo de passada, diminuição do comprimento do passo e passada, e diminuição nas porcentagens de fase de apoio e balanço em ambos os lados, com aumento da cadência, mantendo a Velocidade Média nos permitindo correlacionar com a melhora funcional apresentada nas escalas avaliadas.

3.3.4 Conclusão

Concluimos que o COAR foi alterado na avaliação do paciente submetido ao treinamento de marcha em esteira associado a Estimulação Transcraniana bilateral com manutenção desses resultados do treinamento possivelmente devido á facilitação neurológica promovida pela ETCC. Sugerimos, ensaios clínicos que investiguem o Coeficiente de Atrito na marcha, e o correlacione a outros parâmetros de marcha e equilíbrio, para que o COAR possa ser utilizado associado aos demais índices já utilizado na Análise de marcha e consolidados na literatura para caracterização da marcha e de patologias.

3.3.5 Agradecimentos

O estudo recebeu financiamento do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e Coordenação para o Desenvolvimento do Pessoal de Ensino Superior no Programa de Pós-Graduação em Instituições de Educação Privada (CAPES – PROSUP - 1745742). O Laboratório de Análise de Movimento Integrado recebe financiamento da Universidade Nove de Julho (Brasil).

3.4 ESTUDO IV

(a ser submetido)

COEFICIENTE DE ATRITO NA MARCHA DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL COMPARADA COM CRIANÇAS COM DESENVOLVIMENTO TIPICO

3.4.1 Introdução

A análise tridimensional da marcha, é uma ferramenta muito importante para reabilitação de crianças com paralisia cerebral. Esta permite a análise do movimento das articulações pela cinemática, a análise da ação dos músculos pela eletromiografia, e, a análise do torque e da potência articular pela cinética. A combinação de todas essas informações facilita o processo de tomada de decisão, reduzindo o tempo e o custo de intervenções inadequadas.

Na investigação das Variáveis Cinéticas, podemos destacar a Análise das Forças de Reação ao Solo (Ground Reaction Forces - GRF) captadas por sensores piezoelétricos presentes nas plataformas de força durante a fase de apoio da marcha. As GRF são 3 forças resultantes do contato do pé com o solo durante a marcha e se projetam em 3 diferentes direções: lateral (F_x), ântero-posterior (F_y) e vertical (F_z)⁴⁹, sabemos que essas são essenciais para a marcha e a partir dessas GRF podemos calcular o atrito necessário para o andar.

A partir das GRF o cálculo realizado como a razão entre as forças de reação tangenciais à vertical do solo durante a fase de apoio⁵³ determina o coeficiente de atrito (COA), ou o mínimo coeficiente de atrito requerido (COAR) na interação entre o pé e a superfície para realizar a marcha^{53,54}. O COAR é caracterizado por dois picos e um vale.

A análise do COA em estudos prévios^{53-54,56-61} surge então como um novo parâmetro na análise de marcha e pode ser utilizado para caracterizar a marcha normal e patológica⁶².

Em estudos anteriores com análise do COA em indivíduos com patologias neurológicas verificou-se que os fatores ambientais e biomecânicos de cada indivíduo desempenham um papel importante na grande variabilidade do COA, dentre eles destacam-se, as características da superfície de contato⁵⁴, a idade⁶³, sexo⁶⁴, a velocidade⁶⁵.

Ainda outros estudos sugeriram que COA está associado com vários parâmetros da marcha^{60,63,65,66}. Por exemplo, a velocidade de marcha afeta diretamente a magnitude das GRF, e, por conseguinte, também o COA⁶⁵. Outro estudo com adultos jovens e idosos verificaram que a aceleração transitória do centro de massa corporal (Center-of-Mass-COM) durante o início do andar pode afetar COA⁶⁵, por exemplo, quanto menor a aceleração maior o aumento da GRF horizontal^{63,65}. As mudanças no comprimento do passo pode influenciar COA⁶⁷.

No entanto, a ligação entre o COA e variáveis cinéticas da marcha⁶⁰ como torque e potência, ainda não foram explorados. O COA ainda não foi analisada na população pediátrica, e não foi correlacionado com as variáveis dinâmicas de amplitude de movimento do tornozelo, joelho e quadril. Torna-se importante a análise do COA como mais uma ferramenta na avaliação de marcha da população pediátrica. Considerando as alterações Biomecânicas das crianças com PC, a caracterização e quantificação do COA poderá nos auxiliar na adequação e otimização das diversas intervenções clínicas ou cirúrgicas aplicadas a esta população.

3.4.2 Objetivo

O objetivo do presente estudo foi verificar o COAR durante a marcha humana de crianças com PC e comparar com crianças com DT

3.4.3 Métodos

O estudo transversal foi realizado após aprovação do Comitê de Ética da Universidade Nove de Julho (São Paulo, Brasil) sob o protocolo número 2.222.628(ANEXO1). O termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO 2) foi assinado pelos responsáveis de cada participante antes do início da avaliação. As crianças ainda aceitaram participar do estudo através do termo de assentimento (ANEXO 3). O estudo foi realizado em 2017 com uma amostra de conveniência de 17 crianças, sendo 6 com PC hemiparética espástica e 11 crianças com desenvolvimento típico.

Os participantes foram avaliados no Laboratório Integrado de Análise do Movimento Humano da Universidade Nove de Julho (UNINOVE) - São Paulo - Brasil. Foi utilizada uma plataforma de força (Kistler modelo 9286A) para a aquisição das variáveis cinéticas e um sistema optoeletrônico composto por oito câmeras infravermelho Smart-D (BTS Bioengineering, Itália) ajustadas a uma frequência de 100 Hz para análise cinemática. Vinte e dois marcadores reflexivos esféricos (14 mm de diâmetro) foram colocados na superfície da pele nos membros inferiores e no tronco da participante em pontos anatômicos específicos de acordo com o protocolo descrito por Davis et al.¹¹⁰.

Os participantes foram convidados a caminhar com os pés descalços a uma velocidade auto-seletiva pelo menos seis vezes sobre uma passarela de 6 metros. Durante a avaliação as crianças poderiam descansar a qualquer momento. Como o COAR é afetado pelo atrito entre o pé/sapatos e o chão, para evitar a influência do tipo de sapato, os participantes foram convidados a realizar cada teste com os pés descalços .

Os dados brutos foram processados usando o software SMART Analyzer, Versão 1.10.458.0 (BTS Bioengineering, Itália) para calcular as forças de reação ao solo (Ground Reaction Force(GRF)). O GRF foram normalizadas pelo peso corporal.

Com base no cálculo das variáveis mencionado anteriormente, o COAR instantâneo foi calculado pela primeira vez como a razão entre o GRF tangencial ao GRF vertical durante a posição como representado na Equação 1:

$$\text{COA} = \frac{\sqrt{AP^2 + ML^2}}{V}$$

Onde AP é GRF Antero-Posterior, ML é GRF Médio-Lateral e V é GRF vertical.

De acordo com Chang et al⁵³, o COAR é tipicamente considerado o máximo local da curva COAR instantânea, e ocorre a ~ 20% da duração da fase de apoio da marcha, durante a aceitação do peso (identificado como P1COA). O segundo pico máximo ocorre em ~ 90% da duração da fase de apoio da marcha, durante a propulsão, e é nomeado como P2COA. Na fase intermediária, o valor mínimo ou vale na curva COAR instantânea é calculado e identificado como V1COA⁵³.

3.4.4 Resultados

A Amostra foi composta de 17 crianças, sendo 4 meninas e 13 meninos, das crianças incluídas no estudo 6 crianças com PC (3 meninas e 3 meninos) hemiparética espástica (5 direita 1 esquerda) e 11 crianças com Desenvolvimento Típico(DP). As características da amostra estão descritas na Tabela 7:

Tabela 7. Característica da Amostra

	Peso	Topografia	GMFCS	Sexo	Idade
PC	35.83(16.16)	5D/1E	2I/4II	3F/3M	9.33(1.89)
DT	42.83(6.89)	N/A	N/A	1F/10M	9.67(1.89)

Legenda: PC: Paralisia Cerebral, DT: Desenvolvimento Típico, D: Direito, E: Esquerdo, GMFCS: Sistema de Classificação da Função Motora Grossa, F: Feminino, M: Masculino, N/ A: Não se Aplica

Os dados das forças de reação do solo foram normalizados pelo peso corporal e expressos em função da porcentagem da fase de Apoio (FA). Os dados cinéticos brutos foram filtrados usando um filtro Butterworth digital passa-baixa de 2ª ordem com uma frequência de corte de 10 Hz. O COA foi obtido como a razão entre forças tangenciais e a força de reação vertical do solo^{53,60}.

Os dados foram expressos em média e desvio padrão, foram consideradas pelo menos 2 avaliações com cada pé sobre a plataforma de força e os resultados estão descritos na Tabela 8.

Tabela 8. Descrição dos Dados do COAR

	LA	LNA	DT
P1COA	0.250(0.067)	0.211(0.047)	0.156(0.021)
V1COA	0.063(0.038)	0.048(0.029)	0.031(0.011)
P2COA	0.232(0.095)	0.273(0.095)	0.315(0.048)

Legenda: LA Lado Afetado, LNA: Lado Não Afetado, DT: Desenvolvimento Típico, P1COA Primeiro Pico do Coeficiente de Atrito, V1COA Vale do Coeficiente de Atrito, P2COA Segundo Pico do Coeficiente de Atrito

De acordo com os dados analisados observamos que o P1COA do lado afetado das crianças com PC hemiparética espástica é maior quando comparado ao lado não afetado, e também se comparado com as crianças com DT.

O V1COA do lado afetado das crianças com PC hemiparética espástica também é maior quando comparado ao lado não afetado, e também se comparado com as crianças com DT.

Já o P2COA do lado afetado das Crianças com PC hemiparética espástica é menor quando comparado ao lado não afetado, e também se comparado com as crianças com DT.

3.4.5 Agradecimentos

O estudo recebeu financiamento do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e Coordenação

para o Desenvolvimento do Pessoal de Ensino Superior no Programa de Pós-Graduação em Instituições de Educação Privada (CAPES - PROSUP). O Laboratório de Análise de Movimento Integrado recebe financiamento da Universidade Nove de Julho (Brasil).

4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Consideramos que o COA é uma variável importante a ser investigada nas diversas alterações biomecânicas da marcha, nas patologias neurológicas, e também em populações específicas como Obesos e Idosos.

Verificamos que o COA é uma variável sensível na análise de marcha para verificação dos efeitos de intervenções e novas terapias e precisa ser melhor investigada para que venha a ser utilizada associada a outros índices e variáveis para a caracterização da marcha.

Consideramos que o COA é uma variável que pode ser correlacionada a outras variáveis espaço temporais da marcha, a variáveis angulares e também a escalas funcionais.

Consideramos que o COA é uma variável sensível para a comparação de diferentes populações na mesma faixa etária.

As Principais Limitações do Estudo foram relacionadas ao número avaliações de pacientes PC com marcha independente que capazes de realizar a avaliação tridimensional de marcha permitindo a análise das variáveis cinéticas tocando com apenas 1 pé sobre a plataforma sem influência ou limitação do comprimento de passo. Outra Limitação do estudo foi com relação a artigos que avaliaram marcha descalço sobre a plataforma para correlacionar os achados do presente estudo.

5. REFERÊNCIAS

1. Rosenbaum P, Paneth N, Leviton A, Goldstein M, Bax M. A report: the definition and classification of cerebral palsy. *Dev. Med. Child. Neurol.* 2007; 49 (s109):8-14.
2. Paneth N, Hong T, Korzeniewski S. The descriptive epidemiology of cerebral palsy. *Clin. Perinatol.* 2006; 33(2)251-67.
3. Hiratuka E, Matsukura TS, Pfeifer LI. Cross-cultural adaptation of the Gross Motor Function Classification System into Brazilian-Portuguese (GMFCS). *Rev. Bras. Fisioter.* 2010; 14(6):537-44.
4. Brasil, Ministério da Saúde. Política nacional da pessoa portadora de deficiência. Brasília; 2009.
5. Cans, C. Dolk, H., Platt, Mj, Colver, A., Prasausk1ene, A.Rägeloh-Mann, I K. Recommendations from the SCPE collaborative group for defining and classifying cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, [S.l.], v. 49, p. 35-38, Feb. 2007. Supplement 109.
6. Scholtes, V. A. B. et al. Clinical assessment of spasticity in children with cerebral palsy: a critical review of available instruments. *Developmental Medicine and Child Neurology*, [S.l.], v. 48, p. 64-73, 2006.
7. Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, Russel D, Wood E, Galuppi B. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev. Med. Child. Neurol.* 1997; 39(4):214-23.
8. Silva, D. B. R.; Pfeifer, L. I.; Funayama, C. A. R. The Gross Motor Function Classification System - Expanded & Revised (GMFCS-E&R)https://canchild.ca/system/tenon/assets/attachments/000/000/075/original/GMFCS-ER_Translation-Portuguese2.pdf. 2010b
9. Kavcic A, Vodusek BD. A historical perspective on cerebral palsy as a concept and a diagnosis. *Eur. J. Neurol.* 2005; 12(8):582-7.

10. Awaad Y, Taynen H, Munoz S, Ham S, Michon AM, Awaad R. Functional assessment following intrathecal baclofen therapy in children with spastic cerebral palsy. *J. Child. Neurol.* 2003; 18(1):26-34.
11. Organização Mundial de Saúde, Organização Panamericana da saúde. *Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde.* São Paulo: Editora da Universidade de São Paulo; 2003.
12. Mattern-Baxter K, Bellamy S, Mansoor JK. Effects of intensive locomotor treadmill training on young children with cerebral palsy. *Pediatric Phys Ther.* 2009; 21:308-19.
13. Chagas PSC, Mancini MC, Barbosa A, Silva PTG. Análise das intervenções utilizadas para a promoção da marcha em crianças portadoras de paralisia cerebral: uma revisão sistemática da literatura. *Rer. Bras. Fisioter.* 2004; 8(2):155-63.
14. Bjornson KF, Belza B, Kartin D, Logsdon R, McLaughlin JF. Ambulatory physical activity performance in youth with cerebral palsy and youth who are developing typically. *Phys. Ther.* 2007; 87: 248-57.
15. Fowler EG, Knutson LM, Demuth SK, Sieber KL, Simms VD, Sugi MH, Souza RB, Karin E, Azen SP. Pediatric endurance and limb strengthening (PEDALS) for children with cerebral palsy using stationary cycling: a randomized controlled trial. *Phys. Ther.* 2010; 90(3):367-81.
16. Silva MS, Daltrário SMB. Paralisia cerebral: desempenho funcional após treinamento da marcha em esteira. *Fisioter. Mov.* 2008; 21(3):109-15.
17. Dodd KJ, Taylor NF, Damiano DL. A systematic review of the effectiveness of strength-training programs for people with cerebral palsy. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2002; 83:1157-64.
18. Roger A, Furler BL, Brinks S, Darrah J. A systematic review of the effectiveness of aerobic exercise interventions for children with cerebral palsy: an AACPD evidence report. *Dev. Med. Child Neurol.* 2008; 50(11):808-11

19. Grecco LAC, Pasini H, Sampaio LMM, Oliveira. Evidence of effect of treadmill training on children with cerebral palsy: a systematic review. *Clin. Exp. Med. Lett.* 2012.
20. Mattern-Baxter K. Locomotor treadmill training for children with cerebral palsy. *Orthopaedic Nursing.* 2010; 29(3):169-73.
21. Dodd KJ, Foley S. Partial body-weight–supported treadmill training can improve walking in children with cerebral palsy: A clinical controlled trial. *Dev. Med. Child. Neurol.* 2007; 49(2):101-5.
22. Smania N, Bonetti P, Gandolfi M et al. Improved gait after repetitive locomotor training in children with cerebral palsy. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 2011; 90:137-49.
23. Grecco LAC, Tomita SM, Christovão TC, Pasini H, Sampaio LM, Oliveira CS. Effect of treadmill gait training on static and functional balance in children with cerebral palsy: a randomized controlled trial. *Bras J Phys Ther.* 2013a; 17(1):17-23.
24. Grecco LAC, Zanon N, Sampaio LMM, Oliveira CS. A comparasion of treadmill training and overground walking in ambulant children with cerebral palsy: randomized controlled clinical trial. *Clin. Rehabil.* 2013b; DOI: 10.1177/0269215513476721.
25. Cherg R, Liu C, Lau T, Hong R. Effect of treadmill training with body weight support on gait and gross motor function in children with spastic cerebral palsy. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 2007; 86(7):548-55.
26. Richards CL, Malouin F, Dumas F, Marcoux S, Lepage C, Menier C. Early and intensive treadmill locomotor training for young children with cerebral palsy: A feasibility study. *Pediatric. Phys. Ther.* 1997; 9(4):159-65
27. Verschuren O, Ketelaar M, Gorter JW, Helders PJ, Uiterwaal CS, Takken T. Exercise training program in children and adolescents with cerebral palsy: a randomized controlled trial. *Arch. Pediatr. Adolesc. Med.* 2007; 161(11):1075-81.
28. Willoughby KL, Dodd KJ, Shields N, Foley S. Efficacy of partial body weight–supported treadmill training compared with over

ground walking practice for children with cerebral palsy: a randomized controlled trial. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2010; 91(3):333-9.

29. Johnston TE, Watson KE, Ross SA et al. Effects of a supported speed treadmill training exercise program on impairment and function for children with cerebral palsy. *Dev. Med. Child. Neurol.* 2011; 53(8):742-50.

30. Stagg CJ, Bachtiar V, O'Shea J, Allman C, Bosnell RA, Kischka U, Matthews PM, Johansen-Berg H. Cortical activation changes underlying stimulation induced behavioral gains in chronic stroke. *Brain.* 2012; 135:276-84.

31. Mendonça ME, Fregni F. Neuromodulação com estimulação cerebral não invasiva: aplicação no acidente vascular encefálico, doença de Parkinson e dor crônica. In.: ASSIS, R.D. *Conduas práticas em fisioterapia neurológica.* Manole. São Paulo, p. 307-39, 2012.

32. Fregni F, Gimenes R, Valle AC, Ferreira MJ, Rocha RR, Natalle L, Bravo R, Rigonatti SP, Freedman S, Nitsche M, Pascual-Leone A, Boggio PS. A randomized, sham-controlled, proof of principle study of transcranial direct current stimulation for the treatment of pain in fibromyalgia. *Arthritis and Rheumatism*, 2006; 54:3988-98.

33. Fregni F, Boggio PS, Brunoni AR. Neuromodulação terapêutica: Princípios e avanços da estimulação cerebral não invasiva em neurologia, reabilitação, psiquiatria e neuropsicologia. Sarvier. São Paulo, 2012.

34. Ries LGK, Michaelsen SM, Soares PSA, Monteiro VC, Allegretti KMG. Adaptação cultural e análise da confiabilidade da versão brasileira da Escala de Equilíbrio Pediátrica (EEP) *Rev Bras Fisioter.* 2012;16(3):205-15.

35. Haley S, Coster W, Ludlow L, Haltiwanger J, Andrellos P. *Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI).* Boston: New England Medical Center Hospitals; 1992.

36. Haley S, Coster W, Ludlow L, Haltiwanger J, Andrellos P. Inventário de avaliação pediátrica de incapacidade (PEDI): manual da versão brasileira adaptada. Belo Horizonte: Editora UFMG; 2005.
37. Palisano RJ, Hanna SE, Rosenbaum PL, Russell DJ, Walter SD, Wood EP, et al. Validation of a model of gross motor function for children with cerebral palsy. *Phys Ther.* 2000;80(10):974-85.
38. Mathias S, Nayak U, Isaacs B. Balance in elderly patients: the "Get-Up and Go" test. *Arch Phys Med Rehabil.* 1986;67:387-389.
39. Podsiadlo D, Richardson S. The Timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc.* 1991;39:142-148.
40. Salbach NM, Mayo NF, Higgins J, Ahmed S, Finch LE, Richards CL. Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(9):1204-12.
41. American Thoracic Society. ATS statement: guidelines for the six-minute walking test. Committee on Proficiency Standards for Clinical Pulmonary Function Laboratories. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 2002; 166:111-17
42. Maher CA, Williams MT, Olds TS: The six-minute walk test for children with cerebral palsy. *Int J Rehabil Res*, 2008, 31: 185–188
43. Vaughan CL, Davis BL, O'Connor JC. Dynamics of Human Gait, Kiboho Publishers. 1992
44. Perry J, Burnfield J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. Slack Incorporated. 2004
45. Nobre A, Monteiro FF, Golin MO, Biasotto-Gonzalez D, Corrêa JC, Oliveira CS. Analysis of postural oscillation in children with cerebral palsy. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 2010; 50(5):239-44.
46. Baratto L, Morasso PG, Re C, Spada G. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control.* 2002; 6:246–270.
47. Doyle, T.L., Newton, R.U., Burnett, A.F. Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of

pressure in young, healthy people. *Archives of Physical Medical and Rehabilitation* 2005; 86:2034-40.

48. Gage JR, Peter A. Deluca, Thomas S. Renshaw. Gait Analysis: Principles and Applications. Emphasis on its use in Cerebral Palsy. *J Bone Joint Surg Am*, 1995 Oct; 77 (10): 1607 -1623.

49. Kleiner AFR, Manuela Galli, Ricardo M.L. Barros. The Required Coefficient of Friction in Normal and Pathological Gait. 2015a;

50. Larish, D.D., Martin, P. E. and Mungiole, M. Characteristic patterns of gait in the healthy old. *Ann. N.Y.Acad, Sci*, 1988; 515, 18-32

51. Hamill J, Knutzen K. Biomechanical Basis of Human Movement. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams and Wilkins; 2009.

52. Whittle MW. Clinical gait analysis: a review. *Human Movement Science* 1996; 15: 369-387

53. Chang WR, Chang CC, Matz S. The effect of Transverse Shear Force on the Required Coefficient of Friction for Level Walking. *Human factor and Ergonomic Society*. 2011; 461-473; doi: 10.1177/0018720811414885

54. Chang WR, Chang CC, Matz S. Comparison of different methods to extract the required coefficient of friction for level walking. *Ergonomics* 2012a; 55(3):308315.

55. Kleiner AFR, Galli M, Franceschini M, Stocchi F, Albertini G, Barros RML The coefficient of friction in Parkinson's disease gait. 2017 Jan/Mar, 32(1), 17-22. <http://dx.doi.org/10.11138/FNeur/2017.32.1.017>.

56. Perkins,P.J. Measurement of slip between the shoe and ground during walking. American Society of Testing and Materials, Special Technical Publication; 1978. 649, 71-87.

57. Rhoades T.P., & Miller J.M.,1988, Measurement and comparison of "required" Vs."available "slip resistance .21stAnnual Meeting, Human Factors Association of Canada, Edmonton, Alberta.

58. Miller JM. "Slippery" work Surfaces: Towards a Performance Definition and Quantitative Coefficient of Friction Criteria. *J Safety Res* 1983; 14(4), 145-158

59. Bönig S. Experimental investigation to determine the standardized limit of the coefficient of friction for slip resistance during walking. Tesis. Department of Safety Technology, University of Wuppertal, Germany, 1996.

60. Redfern MS, Cham R, Gielo-Perczak K, Grönqvist R, Hirvonen M, Lanshammar H, Marpet. Biomechanics of Slips. *Ergonomics* 2001; 44(13):1138-1166. DOI: 10.1080/00140130110085547

61. Kleiner AFR, Galli M, Rigoldi C, Carmo AA, Barros RM L. Effects of Flooring and Hemi body on Ground Reaction Forces and Coefficient of Friction in Stroke Gait. *Int J Neurorehabilitation*. 2014; 1: 122. doi:10.4172/2376-0281.1000122

62. Kleiner AFR, Galli M, Carmo, AA, Barros RML. Effects of flooring on required coefficient of friction: Elderly adult vs. middle-aged adult barefoot gait. *Applied Ergonomics*. 2015b; 50: 147-152 <http://dx.doi.org/10.1016/j.apergo.2015.02.010>.

63. Lockhart TE. The ability of elderly people to traverse slippery walking surfaces. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 41st Annual Meeting*. (Santa Monica, CA: Human Factors and Ergonomics Societies) 1997; 1: 125 – 129.

64. Burnfield, JM, Powers, CM. Influence of age and gender of utilized coefficient of friction during walking at different speeds. In: Marpet MI, Sapienza MA, editors. *Metrology of pedestrian locomotion and slip resistance*, ASTM STP 1424. West Conshohocken: ASTM International; 2003, 3–16. doi: 10.1520/STP10736S

65. Kim S, Lockhart T, Yoon Y. Relationship between age-related gait adaptations and required coefficient of friction. *Safety Sci* 2005; 43:425–436.

66. Grönqvist R, Roine J, Järvinen E, Korhonen E. An apparatus and a method for determining the slip resistance of shoes

and floors by simulation of human foot motions. *Ergonomics* 1999; 32(8): 10-15.

67. Anderson, D. E., Franck, C. T., & Madigan, M. L. (2014). Age differences in the required coefficient of friction during level walking do not exist when experimentally-controlling speed and step length. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(4), 542–546. <http://doi.org/10.1123/jab.2013-0275>

68. Miranda PC, Lomarev M, Hallett M. Modeling the current distribution during transcranial direct current stimulation. *Clin Neurophysiol.* 2006; 117(7):1623-9.

69. Wagner T, Fregni F, Fecteau S, Grodzinsky A, Zahn M, Pascual-Leone A. Transcranial direct current stimulation: A computer-based human model study. *Neuroimage* 2007; 35:1113-24.

70. Nitsche MA, Liebetanz D, Tergau F, Paulus W. Modulation of cortical excitability by transcranial direct current stimulation. *Nervenarzt.* 2002; 73(4):332-5

71. Creutzfeldt OD, Fromm GH, Kapp H. Influence of transcortical d–c currents on cortical neuronal activity. *Exp. Neurol.* 1962; 5, 436–452. doi:10.1016/0014-4886(62)90056-0

72. Goldring S, and O'Leary JL, Experimentally derived correlates between ECG and steady cortical potential. *Neurophysiol*, 1951; 14: 275-288.

73. Nezu A, Kimura S, Takeshita S, Tanaka M. Functional recovery in hemiplegic cerebral palsy: ipsilateral electromyographic responses to focal transcranial magnetic stimulation. *Brain Dev.* 1999; 21(3):162-5.

74. Garvey MA, Mall V. Transcranial magnetic stimulation in children. *Clin. Neurophysiol.* 2008; 119(5):973-84.

75. Vry J, Linder-Lucht M, Berweck S, Bonati U, Hodapp M, Uhi M, Faist M, Mall V. Altered cortical inhibitory function in children with spastic diplegia: a TMS study. *Exp. Brain. Res.* 2008; 186(4):611-8.

76. Valle AC, Dionisio K, Pitskel NB, Pascual-Leone A, Orsati F, Ferreira MJ, Boggio PS, Lima MC, Rigonatti SP, Fregni F. Low and

high frequency repetitive transcranial magnetic stimulation for the treatment of spasticity. *Dev. Med. Child. Neurol.* 2007;49(7):534-8.

77. Kesar TM, Sawaki L, Burdette JH, Cabrera MN, Kolaski K, Smith BP, O'Shea TM, Koman LA, Wittenberg GF. Motor cortical functional geometry in cerebral palsy and its relationship to disability. *Clin. Neurophysiol.* 2012; 123(7):1383-90.

78. Lazzari RD, Politti F, Santos CA, Dumont AJ, Rezende FL, Grecco LA, Braun Ferreira LA, Oliveira CS. Effect of a single session of transcranial direct-current stimulation combined with virtual reality training on the balance of children with cerebral palsy: a randomized, controlled, double-blind trial. *Journal Physical Therapy Science*; 2015 Mar 27(3): 763-8. <http://dx.doi.org/10.1589/jpts.27.763>

79. Ferreira, S.B., Rezende, F.L., Dumont, A.J.L., Ferreira, L.A.B., Lazzari, R.D., Oliveira, C.S. Effect of a single session of transcranial direct current stimulation combined with virtual reality training on functional mobility in children with cerebral palsy: A randomized, controlled, double-blind trial.. *Revista Terapia Manual*, v. 12,p.202-285 , 2014. doi:10.17784/mtprehabjournal.2014.12.202.

80. Duarte NA, Grecco LA, Galli M, Fregni F, Oliveira CS. Effect of transcranial direct-current stimulation combined with treadmill training on balance and functional performance in children with cerebral palsy: a double-blind randomized controlled trial. *PLoS One.* 2014 Aug 29;9(8):e105777. doi: 10.1371/journal.pone.0105777. eCollection 2014

81. Grecco LA, de Almeida Carvalho Duarte N, Mendonça ME, Cimolin V, Galli M, Fregni F, Santos Oliveira C. Transcranial direct current stimulation during treadmill training in children with cerebral palsy: a randomized controlled double-blind clinical trial. *Res Dev Disabil.* 2014 Nov;35(11):2840-8. doi: 10.1016/j.ridd.2014.07.030. Epub 2014 Aug 6.

82. Grecco LAC, Duarte NAC, Zanon N, Galli M, Fregni F, Oliveira, CS. Effect Of A Single Session Of Transcranial Direct-Current Stimulation On Balance And Spatiotemporal Gait Variables In

Children With Cerebral Palsy: A Randomized Sham-Controlled Study. *Revista Brasileira De Fisioterapia (Impresso)*. 2014. V. 18, 419-427.

83. Lazzari RD, Politti F, Ferreira SB, Grecco LAC, Santos CA, Dumont AJL, Lopes JBP, Cimolin V, Galli M and Oliveira CS. Effect of Transcranial Direct Current Stimulation Combined With Virtual Reality Training on Balance in Children With Cerebral Palsy: A Randomized, Controlled, Double-Blind, Clinical Trial. *Journal of Motor Behavior*, 2017; 49:3, 329-336, DOI: 10.1080/00222895.2016.1204266

84. Booth A. PROSPERO's progress and activities 2012/13. *Syst Rev* 2013, 2:111

85. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG. The PRISMA Group. Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. 2009; www.prisma-statement.org. <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pmed.1000097>.

86. Mourad Ouzzani, Hossam Hammady, Zbys Fedorowicz, and Ahmed Elmagarmid. Rayyan — a web and mobile app for systematic reviews. *Systematic Reviews* (2016) 5:210, DOI: 10.1186/s13643-016-0384-4.

87. Alderson P, Green S, Higgins JPT. *Cochrane Reviewers' Handbook* 4.2.2 (update March 2004). <http://www.cochrane.org/resources/handbook/hbook.htm>. Chichester: John Wiley and sons, 2004.

88. Schulz KF, Chalmers I, Hayes RJ, Altman DG. Empirical evidence of bias. Dimensions of methodological quality associated with estimates of treatment effects in controlled trials. *JAMA* 1995;273(5):408-12.

89. Crowe M, Sheppard L. A general critical appraisal tool: An evaluation of construct validity. *International Journal of Nursing Studies*. 2011;48, 1505–1516.

90. Crowe M, Sheppard L, Campbell A. Reliability analysis for a proposed critical appraisal tool demonstrated value for diverse research designs. *Journal of Clinical Epidemiology*, 2012; 65, 375-383.

91. Van Andel S, Cole Mh, Pepping Gp. A systematic review on perceptual-motor calibration to changes in action capabilities. *Human Movement Science*, 2017; 51, 59–71. <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2016.11.004>.

92. Arena SL, Garman CR, Nussbaum MA, Madigan MI. Required friction during overground walking is lower among obese compared to non-obese older men, but does not differ with obesity among women. *Applied Ergonomics*, 2017; 62, 77-82.

93. Chang WR, Matz S, Chang CC. A comparison of required coefficient of friction for both feet in level walking. *Safety Science*, 2012b; 50, 240–243, <http://dx.doi.org/10.1016/j.ssci.2011.08.056>.

94. Fino P, Lockhart T. Required coefficient of friction during turning at self-selected slow, normal, and fast walking speeds. *Journal of Biomechanics*, 2014; April, 11, 47(6), 1395–1400. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.01.032>.

95. Pacifici I, Galli M, Kleiner AFR, Corona F, Coghe G, Marongiu E, Loi A, Crisafulli A, Cocco E, Marrosu MG, Pau M. The Required Coefficient of Friction for evaluating gait alterations in people with Multiple Sclerosis during gait. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, 2016; 10, 174–178.

96. Rezgui T, Mansour KB, Marin F. Friction coefficient analysis during high-heeled gait, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2015; 18(1) 2038-2039 <http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2015.1069611>.

97. Seo J.S And Kim S. Asymmetrical slip propensity: required coefficient of friction. *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, 2013; 10, 84.

98. Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. The plantar sole is a dynamometric map for human balance control. *Neuroreport*. 1998; 9, 3247e3252.

99. Wang TY, Lin SI. Sensitivity of plantar cutaneous sensation and postural stability. *Clin. Biomech*. 2008; 23, 493e499.

100. Fendley A and Medoff H. Required Coefficient of Friction Versus Top-Piece/Outsole Hardness and Walking Speed: Significance

of Correlations. *Journal of Forensic Sciences*, 1996; Vol. 41, No. 5, pp. 763-769, <https://doi.org/10.1520/JFS13994J>.

101. Perry SD. Evaluation of age-related plantar-surface insensitivity and onset age of advanced insensitivity in older adults using vibratory and touch sensation tests. *Neurosci. Lett.* 2006; 392, 62e67.

102. Li Y, Wang W, Crompton Rh, Gunther Mm. Free vertical moments and transverse forces in human walking and their role in relation to arm-swing. *J. Exp. Biol.* 2001; 204, 47e58.

103. Chao EY, Laughman RK, Schneider E, Stauffer R. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *J. Biomech.* 1983; 16,219e233.

104. Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich SM, Elias JJ, Ramrattan N, Cosgarea AJ, Chao EY. Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *J Orthop Res.* 2001 Sep;19(5):834-40

105. Ferber R, Davis IMC, Williams DS. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics*, 2003; 18, 350–357, doi:10.1016/S0268-0033(03)00025-1.

106. Chang Wr, Chang Cc, Matz S, Lesch Mf. A methodology to quantify the stochastic distribution of friction coefficient required for level walking. *Applied Ergonomics*, 2008; 39 (6), 766–771.

107. Palisano, R. et al. *Gross Motor Function Classification System Expanded and Revised*. Hamilton, ON: McMaster University, 2007.

108. Rodda J and Graham HK. Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. *European Journal of Neurology* 2001; 8 (Suppl. 5): 98-108.

109. Minhas P, Bikson M, Woods AJ, et al. : Transcranial direct current stimulation in pediatric brain: A computational modeling study . *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2012, 859 – 862

110. Homan RW, Herman J, Purdy P. Cerebral location of international 10-20 system electrode placement. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1987;66(4):376-82.

111. Davis R.B III, Silvia Õunpuu, Dennis Tyburski and James R. Gage. A Gait analysis data collection and reduction technique. Human Movement Science 1991; 10, 575-587

6. APENDICES

6.1 Artigo Publicado Gait Posture

Gait & Posture 65 (2018) 363–364



Contents lists available at ScienceDirect

Gait & Posture

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



Short communication

P 081 - Required friction curve patterns in a child with unilateral spastic cerebral palsy and true equinus gait



Roberta Delasta Lazzari^a, Ana Francisca Rozin Kleiner^{b,c}, Jamile Benite Palma Lopes^d, Arislander Jonathan Lopes Dumont^a, Luiz Alfredo Braun Ferreira^e, Manuela Galli^{b,f}, Claudia Santos Oliveira^{c,d,*}, Luciana Maria Malosa Sampaio^a

^a University Nove de Julho (UNINOVE), Master and Doctoral Program in Rehabilitation Sciences, Sao Paulo, Brazil

^b Politecnico di Milano, Department of Electronics, Information and Bioengineering, Milan, Italy

^c University Centre of Anapolis (UNIEVANGÉLICA), PostGraduate Program, Gomas, Brazil

^d Faculty of Medical Sciences of Santa Casa of Sao Paulo, Health Sciences Program, Sao Paulo, Brazil

^e Guairacá College and State University of the Midwest (UNICENTRO), Guarapuava, Paraná, Brazil

^f IRCCS San Raffaele Pisana, Rome, Italy

ARTICLE INFO

Keywords:

Required coefficient of friction
Gait
Cerebral palsy
Unilateral
Trueequinus

ABSTRACT

The aim of this study was to describe the required coefficient of friction (RCOF) curve pattern of a child with unilateral spastic cerebral palsy (USPC). A child with USPC and true equinus and a healthy age-matched child participated in this study. They walked barefoot at a self-selected pace along a carpeted path and over two force platforms. RCOF was obtained as the ratio between the tangential forces (FT), and the vertical ground reaction force, (FZ). The RCOF curve present different patters when the USPC child was compared with the control, mainly for the affected side where it was observed lower RCOF peaks and valley as respected the nonaffected side and control values.

1. Introduction

Slips occur during gait when the required coefficient of friction (RCOF) to prevent slipping at the foot/floor interface exceeds available friction. The RCOF is dependent on an individual's biomechanical features and gait pattern, whereas available friction depends on environmental features [1].

2. Research question

What is the behaviour of the COF when to compared the RCOF curve pattern in a child with unilateral spastic cerebral palsy (USCP) and a healthy age-matched child?

3. Methods

A child with USCP and true equinus (male, 12years old, 35Kg, height 143 cm, GMFCS Level 1) and a healthy age-matched child (male, 11years old, 52Kg, height 146 cm) participated in this study. The participants were instructed to walk barefoot at a self-selected pace along a carpeted path and over two force platforms embedded in the floor of

the data collection room. Data on ground reaction forces were normalised by body weight and expressed as a function of the percentage of the support phase (SP). Crude kinetic data were filtered using a digital 2nd order low-pass Butterworth filter with a cut-off frequency of 10 Hz. The RCOF curve was obtained as the ratio between tangential forces and the vertical ground reaction force [1,2]. The RCOF curves of the child with CP and healthy age-matched child were compared (Fig. 1).

4. Results

Comparisons of the affected side and control (Fig. 1a) reveal differences in the loading response (5%–20% of the SP), beginning of the mid stance (21%–50% of the SP) and terminal stance to the pre-swing phases (85%–100% of the SP). Differences between the non-affected side and control were found throughout the entire SP (Fig. 1b). Differences between affected and non-affected sides were found in the initial contact to the beginning of the loading response phases (0–10%) and during the mid stance to pre-swing phases (40%–100% of the SP) (Fig. 1c).

* Corresponding author.

E-mail address: csantos.neuro@gmail.com (C.S. Oliveira).

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.07.016>

0966-6362/ © 2018 Elsevier B.V. All rights reserved.

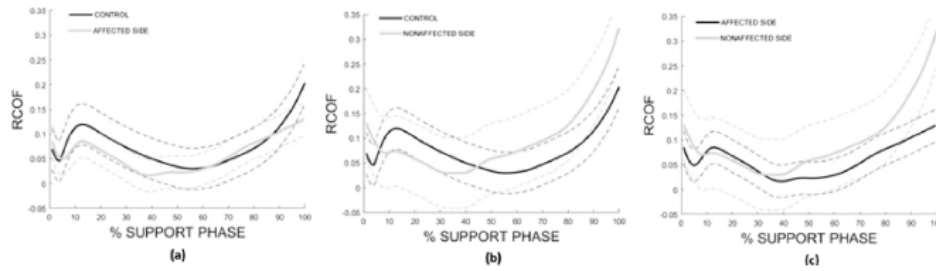


Fig. 1. Mean and standard deviation of RCOF curves normalised by support phase time of child with CP and healthy age-matched child(control):(a)control versus affected side; (b)control versus nonaffected side; (c)affected versus nonaffected side. Legend:%SUPPORT PHASE=normalised by percentage of support phase.

5. Discussion

On the affected side, true equinus is seen in the RCOF curve due to the spasticity and/or contracture of the gastrocnemius and soleus muscles [3], with lower RCOF peaks and valleys in comparison to the non-affected side and control. The higher RCOF values in the mid-stance to pre-swing phase on the affected side probably constitute a compensation strategy for the progression of this side. A complete description of RCOF variables could shed new light on the kinetics of true

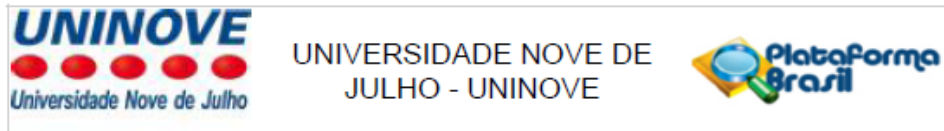
equinus gait and assist in identifying the most critical moments of the support phase that could lead a slip or a fall in the population with cerebral palsy.

References

- [1] Redfern, et al., *Ergonomics* 44 (2001) 1138–1166.
- [2] Chang, et al., *Hum. Factors* 53 (5) (2011) 461–473.
- [3] Rodda, Graham, *Eur. J. Neurol.* 8 (Suppl. 5) (2001) 98–108.

7. ANEXOS

7.1 ANEXO 1



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ANÁLISE DO COEFICIENTE DE ATRITO NA MARCHA DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL

Pesquisador: ROBERTA DELASTA LAZZARI

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 69154717.0.0000.5511

Instituição Proponente: ASSOCIACAO EDUCACIONAL NOVE DE JULHO

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.222.628

Apresentação do Projeto:

Paralisia cerebral (PC) refere-se às desordens do desenvolvimento motor, advindas da lesão cerebral primária, de caráter permanente e mutável, ocasionando alterações musculoesqueléticas secundárias e limitações nas atividades 1. A prevalência da PC varia entre 1,5 e 2,5 por 1000 nascidos vivos, com pouca ou nenhuma diferença entre as nações ocidentais 2. No Brasil, existem poucos dados específicos em relação ao número de casos de PC. No entanto, o censo de 2000 registrou 24,5 milhões de pessoas com algum tipo de deficiência, representando 14,5% da população brasileira, entre os quais 23% tinham deficiências motoras, incluindo indivíduos com PC. A PC pode ser classificada, de acordo com a característica clínica mais dominante, em espástica, discinética e atáxica 5. A PC,espástica caracteriza-se pela presença de tônus elevado. Os quadros de espasticidade devem ser classificados também quanto à distribuição anatômica em unilateral e bilateral 1.As crianças com PC são classificadas de acordo com a sua independência funcional, por meio do Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (Gross Motor Function Classification SystemGMFCS)7 , considerando a faixa etária (0-2, 2-4, 4-6, e 6-12 anos) em cinco níveis funcionais, com ênfase nos movimentos do "sentar", "levantar" e "andar". Diversas abordagens

Endereço: VERGUEIRO nº 235/249

Bairro: LIBERDADE

UF: SP

Município: SAO PAULO

CEP: 01.504-001

Telefone: (11)3385-9197

E-mail: comitedeetica@uninove.br



UNIVERSIDADE NOVE DE
JULHO - UNINOVE



Continuação do Parecer: 2.222.628

vêm sendo utilizadas a fim de favorecer o controle motor seletivo, a coordenação da ação muscular na realização da marcha^{13,16} e o condicionamento físico^{17, 18}. Entre as abordagens estudadas atualmente destacam-se o treino de marcha em esteira¹⁹ que pode ser feito com ou sem suporte do peso corporal (SPC) e é destinado a fornecer treinamento de uma tarefa específica, com múltiplas repetições das etapas da marcha.

Os resultados dos estudos envolvendo o treino de marcha com esteira ergométrica demonstraram melhora na velocidade da marcha²¹⁻²⁴, no comprimento do passo²⁵, na função motora grossa relacionada ao ortostatismo e a marcha²¹⁻²⁹, no desempenho funcional e no equilíbrio estático e funcional ^{23,24}.

O desenvolvimento de novos recursos terapêuticos para serem utilizados associados às técnicas de reabilitação física, com a finalidade de otimizar o resultado funcional é de primordial importância³⁰. Neste contexto, a estimulação transcraniana por corrente contínua (ETCC) se torna uma técnica promissora, com um equipamento de custo acessível, de fácil administração, com boa tolerância pelo paciente e com mínimos efeitos adversos ²² e quando realizada em associação com as terapias físicas pode potencializar mudanças neuroplásticas ³⁰.

Os resultados de pesquisas clínicas demonstram seu grande potencial no tratamento de acometimentos neurológicos e na investigação de processos de modulação da excitabilidade cortical ³¹. Além disso, este tipo de intervenção promove uma condição melhor de estimulação placebo dando especificidade maior aos resultados de uma pesquisa³¹⁻³³.

Para as pesquisas na Área de Reabilitação são utilizados alguns recursos para quantificar os efeitos de uma nova técnica ou uma nova proposta terapêutica, entre esses recursos destacam-se escalas já validadas e conceituadas na literatura como: a Escala de Equilíbrio Pediátrica (EEP)³⁴, Escala Inventário de Avaliação Pediátrica de Incapacidade (PEDI)³⁵⁻³⁶, Medição da Função Motora Grossa (GMFM) ³⁷, Teste de Timed Up and Go (TUG)³⁸⁻³⁹, Teste de Caminhada dos 10 metros (TC10)⁴⁰, Teste de Caminhada dos 6 minutos (TC6)⁴¹⁻⁴², Análise Tridimensional da Marcha⁴³⁻⁴⁴ e Estabilometria.

Objetivo da Pesquisa:

Caracterizar e Analisar o Coeficiente De Atrito (COA) na marcha de Crianças com Paralisia Cerebral (PC). O Presente Projeto foi dividido em três estudos com objetivos diferentes: Estudo 1) analisar e comparar o COA entre crianças com PC e Desenvolvimento Típico (DT);

Estudo 2) correlacionar o COA com os preditores de queda para as diferentes classificações

Endereço: VERGUEIRO nº 235/249

Bairro: LIBERDADE

UF: SP

Município: SAO PAULO

CEP: 01.504-001

Telefone: (11)3385-9197

E-mail: comitedeetica@uninove.br



UNIVERSIDADE NOVE DE
JULHO - UNINOVE



Continuação do Parecer: 2.222.628

funcional e topográfica de pacientes com PC; e

Estudo 3) analisar e correlacionar os efeitos do treino de marcha em esteira associado a Estimulação Transcraniana por Corrente Contínua(ETCC) sobre o COA e correlaciona-lo com outros parâmetros de marcha.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Desconforto ou Risco Esperado: Embora os procedimentos adotados no estudo sejam não invasivos os voluntários serão submetidos a risco, como por exemplo, quedas durante o treino de marcha e fadiga muscular. Para que estes riscos sejam minimizados ao máximo serão adotadas as seguintes medidas protetoras: o treino de marcha e a estimulação transcraniana serão realizados por uma fisioterapeuta com experiência em treino

de marcha em esteira que será acompanhada por ao menos um voluntário. Ambos permanecerão posicionados do lado da criança por todo o treino. Durante o treino a frequência cardíaca da criança será monitorada. A criança poderá interromper a qualquer momento o procedimento, por cansaço ou desconforto. **Benefícios:** Todas as crianças receberão uma completa avaliação dos membros inferiores e equilíbrio, avaliação da mobilidade funcional e associar o treino de marcha em esteira ergométrica e a estimulação transcraniana por corrente contínua anódica do córtex motor primário ou bilateral em córtex motor, com intuito de aperfeiçoar o controle motor e a melhora do desempenho de marcha de crianças com PC espástica.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa relevante e apropriada, entretanto observar as recomendações do CEP.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O termo de consentimento foi adequado e comparando-se com a sua primeira versão. A linguagem encontra-se mais acessível.

Recomendações:

O TA também esta adequado, mas as fotos das crianças devem ser substituídas por desenhos ou esquemas gráficos.

Deve estar explicito no TCLE que as crianças receberão o melhor tratamento ao final da pesquisa

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

As solicitações do parecer anterior foram realizadas, entretanto os pesquisadores devem atender às recomendações realizadas.

Endereço: VERGUEIRO nº 235/249

Bairro: LIBERDADE

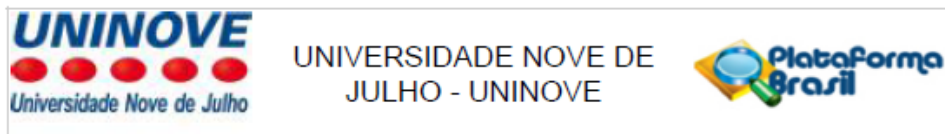
UF: SP

Município: SAO PAULO

CEP: 01.504-001

Telefone: (11)3385-9197

E-mail: comitedeetica@uninove.br



Continuação do Parecer: 2.222.628

Considerações Finais a critério do CEP:

Para início da coleta dos dados, o pesquisador deverá se apresentar na mesma instância que autorizou a realização do estudo (Coordenadoria, Supervisão, SMS/Gab, etc).

O sujeito de pesquisa (ou seu representante) e o pesquisador responsável deverão rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE apondo sua assinatura na última página do referido Termo, conforme Carta Circular no 003/2011 da CONEP/CNS.

Salientamos que o pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado.

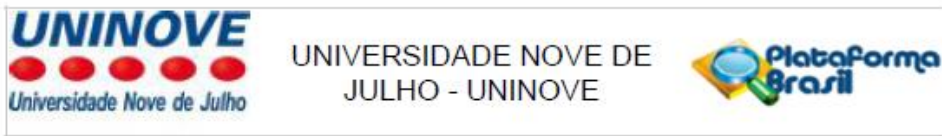
Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Lembramos que esta modificação necessitará de aprovação ética do CEP antes de ser implementada.

Ao pesquisador cabe manter em arquivo, sob sua guarda, por 5 anos, os dados da pesquisa, contendo fichas individuais e todos os demais documentos recomendados pelo CEP (Res. CNS 196/96 item IX. 2. e). De acordo com a Res. CNS 196, IX.2.c, o pesquisador deve apresentar a este CEP/SMS os relatórios semestrais. O relatório final deverá ser enviado através da Plataforma Brasil, ícone Notificação. Uma cópia digital (CD/DVD) do projeto finalizado deverá ser enviada à instância que autorizou a realização do estudo, via correio ou entregue pessoalmente, logo que o mesmo estiver concluído.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_928611.pdf	02/08/2017 20:53:43		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	ROBERTACOEP3.pdf	02/08/2017 20:52:59	ROBERTA DELASTA LAZZARI	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TASS3.pdf	02/08/2017 20:52:14	ROBERTA DELASTA LAZZARI	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE3.pdf	02/08/2017 20:51:54	ROBERTA DELASTA LAZZARI	Aceito
Folha de Rosto	folharosto.pdf	30/05/2017	ROBERTA DELASTA LAZZARI	Aceito

Endereço: VERGUEIRO nº 235/249
 Bairro: LIBERDADE CEP: 01.504-001
 UF: SP Município: SAO PAULO
 Telefone: (11)3385-9197 E-mail: comitedeetica@uninove.br



Continuação do Parecer: 2.222.628

Folha de Rosto	folharosto.pdf	13:44:17	LAZZARI	Aceito
----------------	----------------	----------	---------	--------

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 16 de Agosto de 2017

Assinado por:
Andrey Jorge Serra
 (Coordenador)

Endereço: VERGUEIRO nº 235/249	CEP: 01.504-001
Bairro: LIBERDADE	
UF: SP	Município: SAO PAULO
Telefone: (11)3385-9197	E-mail: comitedeetica@uninove.br

7.2 ANEXO 2

Termo de Consentimento para Participação em Pesquisa Clínica

Nome do Voluntário: _____

Endereço: _____

Telefone: _____ Cidade: _____ CEP: _____

Email: _____

1. As informações contidas neste prontuário foram fornecidas pelas alunas Roberta Delasta Lazzari(Doutoranda da Universidade Nove de Julho), Prof^a. Claudia Santos Oliveira, objetivando firmar acordo escrito mediante o qual, o voluntário da pesquisa autoriza sua participação com pleno conhecimento da natureza dos procedimentos e riscos a que se submeterá, com a capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação.

2. Título do Trabalho Experimental: Análise do Coeficiente de Fricção (COF) durante a marcha de crianças com paralisia cerebral

3. Objetivo Geral: Analisar o COF em crianças com PC. Objetivos Específicos: 1)Analisar o COF em crianças com PC comparando com DT.(Estudo 4); 2)Analisar e correlacionar os efeitos do treino de marcha em esteira associado ETCC sobre o COF e correlacionar com outros parâmetros de marcha (Estudo 3)

4. Justificativa: Apesar de encontrarmos na literatura alguns trabalhos com análise de marcha com crianças com PC, nenhum desses estudos analisa o COF, portanto, a realização do presente estudo se justifica necessidade da analisar o COF como mais uma ferramenta na análise de marcha da população estudada como preditor de queda. Além de analisar o COF, propomos correlacionar com outras variáveis da marcha, funcionalidade e analisar os efeitos do treinamento de marcha associada a ETCC em crianças com PC sobre o COF.

5. Procedimentos da Fase Experimental: Será feita a análise em 100 voluntários, selecionados segundo os seguintes critérios: diagnóstico de paralisia cerebral, idade entre 6 e 12 anos, estar classificado como níveis I e II do Sistema de Classificação da Função Motora Grossa. Os voluntários serão avaliados antes, logo após e um mês após o treino. A avaliação será constituída dos seguintes itens: (1) Avaliação da marcha: a criança será orientada a andar sobre uma passarela de oito metros e neste momento estará sendo filmada; (2) Função Motora Grossa: avaliada com a criança deitada, sentada, ajoelhada, em pé e andando, correndo e pulando; (3) Equilíbrio Funcional: avaliado com a criança sentada e em pé, por meio da Escala de Equilíbrio Pediátrica; (4) Mobilidade funcional: pelos testes Levantar e Caminhar Cronometrado (criança será orientada a levantar de uma cadeira, andar três metros, retornar e sentar novamente), teste de caminhada de 6 minutos (a criança será orientada a caminhar por 6 minutos e a distância será registrada); e (5) Teste de Esforço: a criança será orientada a caminhar em uma esteira ergométrica, com acréscimo na velocidade a cada um minuto, pelo tempo que lhe for confortável. A avaliação será realizada em até três dias, com duração de uma hora e trinta em cada dia. Durante a avaliação a criança poderá

descansar a qualquer momento e entre a aplicação de cada teste será respeitado um período de repouso. As crianças serão divididas por meio de sorteio em três grupos. O Grupo 1 terá o equilíbrio e marcha analisados após realizar o treino de marcha na esteira com a estimulação transcraniana ligada, com um eletrodo no córtex motor primário e outro na região supraorbital contralateral; O grupo 2 terá o equilíbrio analisado após realizar o treino de marcha em esteira com a estimulação transcraniana desligada (placebo). O grupo 3 irá receber a estimulação bilateralmente no córtex motor primário associado ao treino de marcha. A estimulação transcraniana por corrente contínua é uma técnica não invasiva que será realizada colocando eletrodos de superfície conectados a um aparelho de corrente galvânica (corrente elétrica de baixa intensidade) sobre o crânio (cabeça) da criança, durante 20 minutos por 10 dias. A estimulação é indolor. A velocidade da marcha será determinada pelo teste de esforço (80% da velocidade máxima atingida no teste de esforço). O treino será realizado por duas semanas, cinco vezes por semana, por fisioterapeuta com experiência em treino de marcha e na aplicação da estimulação transcraniana. A frequência cardíaca será monitorada para garantir que não haja sobrecarga no sistema cardiovascular.

6. Desconforto ou Risco Esperado: Embora os procedimentos adotados no estudo sejam não invasivos os voluntários serão submetidos a risco, como por exemplo, quedas durante o treino de marcha e fadiga muscular. Para que estes riscos sejam minimizados ao máximo serão adotadas as seguintes medidas protetoras: o treino de marcha e a estimulação transcraniana serão realizados por uma fisioterapeuta com experiência em treino de marcha em esteira que será acompanhada por ao menos um voluntário. Ambos permanecerão posicionados do lado da criança por todo o treino. Durante o treino a frequência cardíaca da criança será monitorada. A criança poderá interromper a qualquer momento o procedimento, por cansaço ou desconforto.

7. Benefícios: Todas as crianças receberam uma completa avaliação dos membros inferiores e equilíbrio, avaliação da mobilidade funcional e associar o treino de marcha em esteira ergométrica e a estimulação transcraniana por corrente contínua anódica do córtex motor primário ou bilateral em córtex motor, com intuito de aperfeiçoar o controle motor e a melhora do desempenho de marcha de crianças com PC espástica.

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

9. Resultados: não serão divulgados resultados parciais do presente estudo aos pais ou responsáveis, após a conclusão do mesmo o resultado final do estudo será divulgado por meio de publicação científica, que poderá ser encaminhada aos responsáveis caso haja interesse.

10. Retirada do Consentimento: o voluntário tem a liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem que isto traga qualquer prejuízo para o seu filho.

11. Aspecto Legal: Elaborados de acordo com as diretrizes e normas regulamentadas de pesquisa envolvendo seres humanos atendendo à Resolução nº. 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério de Saúde – Brasília – DF.

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

13. Local da Pesquisa: A pesquisa será desenvolvida no laboratório integrado de análise do movimento, Universidade Nove de Julho UNINOVE, localizada na rua Dr Adolfo Pinto, 109(aceso pela Clínica de Fisioterapia), São Paulo-SP.

14. Endereço do Comitê de Ética em Pesquisa da UNINOVE: Rua Vergueiro nº. 235/249 1º andar – Liberdade, São Paulo - SP – 01504-001. Telefones: (11) 3385-9059.

15. Nome Completo e telefones dos pesquisadores para contato: Orientadora: Claudia Santos Oliveira (11 3665 9344), aluna de doutorado Roberta Delasta Lazzari (11 98411-9382 / 7876-1580).

16. Consentimento Pós-Informação:

Eu,

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

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

São Paulo, de _____ 2016.

Nome (por extenso) cuidador: _____

Assinatura cuidador: _____

7.3 ANEXO 3

Termo de assentimento do menor



O termo de assentimento não elimina a necessidade de fazer o termo de consentimento livre e esclarecido que deve ser assinado pelo responsável ou representante legal do menor.

Você está sendo convidado para participar da pesquisa Análise do Coeficiente de Atrito (COA) durante a marcha de crianças com paralisia cerebral. Seus pais permitiram que você participe. Queremos saber como é o atrito do seu pé no chão quando vc está andando. As crianças que irão participar dessa pesquisa têm de 6 a 12 anos de idade.

Você não precisa participar da pesquisa se não quiser, é um direito seu, não terá nenhum problema se desistir.

A pesquisa será feita no Laboratório Integrado de Análise do Movimento Humano e no Laboratório de Neuromodulação, onde as crianças caminhar na esteira recebendo ao mesmo tempo uma estimulação. Para isso, será usada a Esteira e o Aparelho de Estimulação Transcraniana na sua cabeça. O uso de ambos é considerado seguro, mas é possível ocorrer algumas alterações como dores de cabeça logo após o treino. Caso aconteça algo errado, você pode nos procurar pelos telefones 11984119382 - 11979723635 da pesquisadora Roberta Delasta Lazzari, ou 1136659750 da Professora Cláudia Santos Oliveira.

Mas há coisas boas que podem acontecer como você andar melhor, conseguir correr com menos dificuldade, não arrastar mais o pé ao andar.

Ninguém saberá que você está participando da pesquisa, não falaremos a outras pessoas, nem daremos a estranhos as informações que você nos der. Os resultados da pesquisa vão ser publicados, mas sem identificar as crianças que participaram da pesquisa. Quando terminarmos a pesquisa todos os resultados de todas as crianças avaliadas serão publicados em artigo científicos para que outros fisioterapeutas possam fazer com seus pacientes. Se você tiver alguma dúvida, você pode me perguntar. Eu escrevi os telefones na parte de cima desse texto.

Eu _____ aceito participar da pesquisa Análise do Coeficiente de Atrito (COA) durante a marcha de crianças com paralisia . Entendi as coisas ruins e as coisas boas que podem acontecer. Entendi que posso dizer “sim” e participar, mas que, a qualquer momento, posso dizer “não” e desistir que ninguém vai ficar furioso. Os pesquisadores tiraram minhas dúvidas e conversaram com os meus responsáveis. Recebi uma cópia deste termo de assentimento e li e concordo em participar da pesquisa.

São Paulo, ____ de _____ de _____

7.4 ANEXO 4

Ficha de Identificação

Data: ___| ___| ___

Nome: _____

Data de nascimento: ___ | ___ | ___ Idade: ____ Sexo: () F () M

Diagnóstico Topográfico: _____

GMFCS: _____ Idade de aquisição da marcha: _____

Peso: _____ kg Estatura: _____ cm IMC: _____

Cirurgias prévias: _____

Bloqueio neurolítico: _____

Órtese: _____

Aditamento: _____

Queixas locomotoras: _____

Responsável: _____

Grau de parentesco: _____ Telefone: _____

Endereço: _____

Cidade: _____ Estado: _____

TUG			
Avaliação	1º teste	2º teste	3º teste
Pré			
Pós			
1 mês após			
EEP			
Pré			
Pós			
1 mês após			
TC6			
Pré			
Pós			
1 mês após			

7.5 ANEXO 5

Ficha de Acompanhamento

Grupo _____

1ª AVALIAÇÃO ____| ____ | ____

Observações: _____

Duração: _____

1º sessão ____| ____ | ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

2ª sessão ____| ____ | ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

3ª sessão ____| ____ | ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

4ª sessão ____| ____ | ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

5ª sessão ____| ____ | ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

6º sessão ____| ____ | ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

7ª sessão ____| ____ | ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

8ª sessão ____| ____ | ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

9ª sessão ____| ____ | ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

10ª sessão ____| ____ | ____

Desconfortos: _____

Duração do treinamento: _____

2ª AVALIAÇÃO ____| ____ | ____

Observações: _____

Duração: _____

3ª AVALIAÇÃO ____| ____ | ____

Observações: _____

Duração: _____

7.6 ANEXO 6

Escala de Equilíbrio Pediátrica(EEP)

Nome: _____

Data: _____

Local: _____

Examinador: _____

Descrição do Item	Pontuação	Segundos
	0 - 4	Opcional
1. Posição sentada para posição em pé		
2. Posição em pé para posição sentada		
3. Transferências		
4. Em pé sem apoio		
5. Sentado sem apoio		
6. Em pé com os olhos fechados		
7. Em pé com os pés juntos		
8. Em pé com um pé à frente		
9. Em pé sobre um pé		
10. Girando 360 graus		
11. Virando-se para olhar para trás		
12. Pegando objeto do chão		
13. Colocando pé alternado no degrau/apoio para os pés		
14. Alcançando a frente com braço estendido		
Pontuação Total do Teste		

Instruções Gerais

1. Demonstre cada tarefa e forneça instruções conforme descrito. A criança poderá receber uma demonstração prática em cada item. Se a criança não conseguir completar a tarefa baseada em sua habilidade para entender as orientações, poderá ser realizada uma segunda demonstração prática. Orientações visuais e verbais poderão ser esclarecidas/fornecidas por meio do uso de dicas físicas.

2. Cada item deve ser pontuado utilizando-se a escala de 0 a 4. São permitidas várias tentativas em todos os itens. O desempenho da criança deverá ser pontuado baseando-se no menor critério, que descreve o melhor desempenho da criança. Se, na primeira tentativa, a criança receber a pontuação máxima de 4, não será necessário administrar tentativas adicionais. Vários itens exigem que a criança mantenha uma determinada posição durante um tempo específico. Progressivamente, mais pontos são descontados se o tempo ou distância não forem alcançados; se o desempenho do indivíduo necessita de supervisão ou se o indivíduo toca um apoio externo ou recebe

ajuda do examinador. Os indivíduos devem entender que eles precisam manter o equilíbrio enquanto tentam realizar as tarefas. A escolha sobre qual perna ficar em pé ou qual distância alcançar é decidida pelo indivíduo. Um julgamento pobre irá influenciar de forma negativa o desempenho e a pontuação. Além dos itens de pontuação 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 e 13, o examinador poderá escolher registrar o tempo exato em segundos.

Equipamento

A Escala de Equilíbrio Pediátrica foi desenvolvida para exigir utilização mínima de equipamento especializado. A seguir, há uma lista completa de itens necessários para administração desta ferramenta:

- Banco de altura ajustável
- Cadeira com suporte no encosto e descanso para os braços
- Cronômetro ou relógio de mão
- Fita adesiva de 2,5 centímetros de largura
- Um apoio para os pés de 15 centímetros de altura
- Apagador de quadro negro
- Régua ou fita métrica
- Um pequeno nível (instrumento utilizado para verificar se um plano está horizontal)

Os itens seguintes são opcionais e poderão ser úteis durante a administração do teste:

- 2 moldes dos pés tamanho infantil
- Tapa-olhos (venda)
- Um objeto bem colorido medindo pelo menos 5 centímetros
- Cartões coloridos
- 5 centímetros de fita (duplo) velcro
- 2 fitas de 30 cm de velcro duplo

1. Posição sentada para posição em pé

* **Instrução especial:** Itens nº. 1 e nº. 2 podem ser testados simultaneamente se, na determinação do examinador, puder facilitar o melhor desempenho da criança.

INSTRUÇÕES: **Pede-se à criança para “Manter os braços para cima e ficar em pé”.** A criança poderá selecionar a posição dos braços.

EQUIPAMENTO: Um banco de altura apropriada para permitir que os pés da criança permaneçam apoiados no chão com os quadris e joelhos mantidos a 90 graus de flexão.

Melhor das três tentativas

- () 4 capaz de levantar-se sem utilizar as mãos e estabilizar-se de forma independente
- () 3 capaz de levantar-se de forma independente utilizando as mãos
- () 2 capaz de levantar-se utilizando as mãos após várias tentativas
- () 1 necessita de ajuda mínima para levantar-se ou estabilizar-se
- () 0 necessita de ajuda moderada ou máxima para levantar-se

2. Posição em pé para posição sentada

* **Instrução especial:** Itens nº. 1 e nº. 2 podem ser testados simultaneamente se, na determinação do examinador, puder facilitar o melhor desempenho da criança.

INSTRUÇÕES: **Pede-se à criança para sentar-se devagar, sem utilizar as mãos.** A criança poderá selecionar a posição dos braços.

EQUIPAMENTO: Um banco de altura apropriada para permitir que os pés da criança permaneçam apoiados no chão com os quadris e joelhos mantidos a 90 graus de flexão.

Melhor das três tentativas

- () 4 senta-se com segurança com utilização mínima das mãos
- () 3 controla a descida utilizando as mãos
- () 2 utiliza a parte de trás das pernas contra a cadeira para controlar a descida
- () 1 senta-se de forma independente, mas tem descida sem controle
- () 0 necessita de ajuda para sentar-se

3. Transferências

INSTRUÇÕES: Arrume as cadeiras perpendicularmente (90 graus) para uma transferência em pivô. **Peça à criança para transferir-se de uma cadeira com apoio de braço para uma cadeira sem apoio de braço.**

EQUIPAMENTO: Duas cadeiras ou uma cadeira e um banco de altura ajustável. Uma superfície do assento deve ter braços. Uma cadeira/banco deve ser de tamanho adulto padrão e a outra deve ter altura apropriada para permitir que a criança sente-se confortavelmente com os pés apoiados no chão e a noventa graus de flexão de quadril e joelho.

Melhor das três tentativas

- () 4 capaz de transferir-se com segurança e uso mínimo das mãos
- () 3 capaz de transferir-se com segurança com o uso das mãos
- () 2 capaz de transferir-se seguindo orientações verbais e/ou supervisão (observação)
- () 1 necessita de uma pessoa para ajudar
- () 0 necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar (monitoramento próximo) para sentir-se seguro

4. Em pé sem apoio

INSTRUÇÕES: **Pede-se à criança que fique em pé por 30 segundos sem se apoiar ou mover seus pés.** Uma fita adesiva ou moldes dos pés poderão ser colocados no chão para ajudar a criança a manter a posição estática dos pés. A criança poderá se envolver em uma conversa não estressante para manter o tempo de atenção por 30 segundos. Reações de troca de peso e equilíbrio nos pés são aceitáveis; o movimento do pé no espaço (fora da superfície de suporte) indica final do tempo do teste.

EQUIPAMENTO: Um cronômetro ou relógio de mão. Uma fita adesiva de 30 cm de comprimento ou dois moldes dos pés colocados separados equivalente à distância da largura dos ombros.

- () 4 capaz de permanecer em pé por 30 segundos
- () 3 capaz de permanecer em pé por 30 segundos sob supervisão (observação)
- () 2 capaz de permanecer em pé por 15 segundos sem apoio
- () 1 necessita de várias tentativas para permanecer em pé por 10 segundos sem apoio
- () 0 incapaz de permanecer em pé por 10 segundos sem ajuda

----- **Tempo em segundos**

Instruções especiais: Se a criança puder permanecer em pé por 30 segundos sem apoio, marque pontuação máxima para sentar-se sem apoio no item nº. 5. Continue com o item nº. 6.

5. Sentando sem apoio nas costas e com os pés apoiados no chão

INSTRUÇÕES: Por favor, sente-se com os braços cruzados sobre seu peito por 30 segundos. A criança poderá se envolver em uma conversa não estressante para manter o tempo de atenção por 30 segundos. O tempo deverá ser interrompido se reações de proteção no tronco ou extremidades superiores forem observadas.

EQUIPAMENTO: Um cronômetro ou relógio de mão. Um banco de altura apropriada para permitir que os pés fiquem apoiados no chão com os quadris e joelhos mantidos a noventa graus de flexão.

- 4 capaz de sentar-se de forma segura por 30 segundos
- 3 capaz de sentar-se por 30 segundos sob supervisão (observação) ou pode necessitar de uso definitivo das extremidades superiores para manter-se na posição sentada
- 2 capaz de sentar-se por 15 segundos
- 1 capaz de sentar-se por 10 segundos
- 0 incapaz de sentar-se sem apoio por 10 segundos

----- **Tempo em segundos**

6. Em pé sem apoio com os olhos fechados

INSTRUÇÕES: Pede-se à criança que fique em pé parada com os pés separados equivalente à largura dos ombros e feche os olhos por 10 segundos. *Orientação:* “Quando eu disser feche os olhos, eu quero que você fique parada, feche os olhos e mantenha-os fechados até eu dizer para abri-los”. Se necessário, pode-se usar um tapa-olhos. Reações de troca de peso e equilíbrio nos pés são aceitáveis; movimento do pé no espaço (fora da superfície de suporte) indica o final do tempo do teste. Uma fita adesiva ou moldes dos pés poderão ser colocados no chão para ajudar a criança a manter a posição estática dos pés.

EQUIPAMENTO: Um cronômetro ou relógio de mão. Uma fita adesiva de 30 centímetros ou dois moldes dos pés colocados separados equivalente à distância da largura dos ombros, um tapa olhos.

Melhor das três tentativas

- 4 capaz de permanecer em pé por 10 segundos de forma segura
- 3 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com supervisão
- 2 capaz de permanecer em pé por 3 segundos
- 1 incapaz de permanecer com os olhos fechados por 3 segundos, mas mantém-se firme
- 0 necessita de ajuda para evitar queda

----- **Tempo em segundos**

7. Em pé sem apoio com os pés juntos

INSTRUÇÕES: Pede-se que a criança coloque seus pés juntos e fique em pé parada sem segurar-se. A criança poderá se envolver em uma conversa não estressante para manter o tempo de atenção por 30 segundos. Reações de troca de peso e equilíbrio nos pés são aceitáveis; movimento do pé no espaço (fora da superfície de suporte) indica o final do tempo do teste. Uma fita adesiva ou moldes dos pés poderão ser colocados no chão para ajudar a criança a manter a posição estática dos pés.

EQUIPAMENTO: Um cronômetro ou relógio de mão, uma fita adesiva de 30 centímetros ou dois moldes dos pés colocados juntos.

Melhor das três tentativas

- 4 capaz de posicionar os pés juntos de forma independente e permanecer em pé por 30 segundos de forma segura

- () 3 capaz de posicionar os pés juntos de forma independente e permanecer em pé por 30 segundos com supervisão (observação)
- () 2 capaz de posicionar os pés juntos de forma independente, mas não pode sustentar por 30 segundos
- () 1 necessita de ajuda para posicionar-se, mas é capaz de permanecer em pé por 30 segundos com os pés juntos
- () 0 necessita de ajuda para posicionar-se e/ou é incapaz de permanecer nessa posição por 30 segundos

----- **Tempo em segundos**

8. Em pé sem apoio com um pé à frente

INSTRUÇÕES: **Pede-se à criança que fique em pé, com um pé à frente do outro, com o calcanhar tocando os dedos do pé de trás.** Se a criança não conseguir colocar os pés um à frente do outro (diretamente na frente), pede-se que dê um passo à frente o suficiente para permitir que o calcanhar de um pé seja colocado à frente dos dedos do pé fixo. Uma fita adesiva e/ou moldes dos pés poderão ser colocados no chão para ajudar a criança a manter a posição estática dos pés. Além de uma demonstração visual, poderá ser dada uma dica física simples (assistência com colocação). A criança poderá se envolver em uma conversa não estressante para manter o tempo de atenção por 30 segundos. Reações de troca de peso e/ou equilíbrio nos pés são aceitáveis. O tempo do teste poderá ser interrompido se qualquer um dos pés se mover no espaço (deixar a superfície de suporte) e/ou as extremidades superiores forem utilizadas.

EQUIPAMENTO: Um cronômetro ou relógio de mão, uma fita adesiva de 30 centímetros ou dois moldes dos pés colocadas na direção calcanhar aos dedos do pé.

Melhor das três tentativas

- () 4 capaz de colocar um pé à frente do outro de forma independente e sustentar por 30 segundos
- () 3 capaz de colocar o pé adiante do outro de forma independente e sustentar por 30 segundos

Obs.: o comprimento do passo deve exceder o comprimento do pé fixo, e a largura da posição em pé deve aproximar-se da largura do passo normal da criança.

- () 2 capaz de dar um pequeno passo de forma independente e sustentar por 30 segundos ou necessita de ajuda para colocar um pé à frente, mas pode ficar em pé por 30 segundos
- () 1 necessita de ajuda para dar o passo, mas permanece por 15 segundos
- () 0 perde o equilíbrio ao tentar dar o passo ou ficar em pé

----- **Tempo em segundos**

9. Em pé sobre uma perna

INSTRUÇÕES: **Pede-se que a criança fique em pé sobre uma perna o máximo que puder sem se segurar.** Se necessário, a criança poderá ser instruída a manter seus braços ao longo do corpo ou com as mãos na cintura. Uma fita adesiva e/ou moldes dos pés poderão ser colocados no chão para ajudar a criança a manter a posição estática dos pés. Reações de troca de peso e/ou equilíbrio nos pés são aceitáveis. O tempo do teste poderá ser interrompido se o pé que está sustentando o peso mover-se no espaço (deixar a superfície de suporte); se o membro superior tocar a perna oposta ou se a superfície de apoio e/ou extremidades superiores forem utilizadas para apoio.

EQUIPAMENTO: Um cronômetro ou relógio de mão, uma fita adesiva de 30 centímetros ou dois moldes dos pés colocadas na direção calcanhar para os dedos do pé.

Melhor das três tentativas

- () 4 capaz de levantar a perna de forma independente e sustentar por 10 segundos
- () 3 capaz de levantar a perna de forma independente e sustentar de 5 a 9 segundos
- () 2 capaz de levantar a perna de forma independente e sustentar de 3 a 4 segundos
- () 1 tenta levantar a perna; é incapaz de sustentar por 3 segundos, mas permanece em pé
- () 0 incapaz de tentar ou necessita de ajuda para evitar queda

10. Girar 360 graus

INSTRUÇÕES: **Pede-se para a criança girar completamente em torno de si mesma em uma volta completa, PARE, e então gire completamente em torno de si mesma na outra direção.**

EQUIPAMENTO: Um cronômetro ou relógio de mão.

- () 4 capaz de girar 360 graus de forma segura em 4 segundos ou menos cada volta (total menor que 8 segundos)
- () 3 capaz de girar 360 graus de forma segura somente em uma direção em 4 segundos ou menos; para completar a volta na outra direção requer mais que 4 segundos
- () 2 capaz de girar 360 graus de forma segura, mas lentamente
- () 1 necessita de supervisão próxima (observação) ou dicas verbais constantes
- () 0 necessita de ajuda enquanto gira

_____ **Tempo em segundos**

11. Virar e olhar para trás por cima do ombro esquerdo e direito enquanto permanece em pé

INSTRUÇÕES: **Pede-se à criança que fique em pé com seus pés parados, fixos em um lugar. “Siga este objeto conforme eu for movimentando-o. Mantenha o olhar enquanto ele se move, mas não movimente os pés”.**

EQUIPAMENTO: Um objeto bem colorido medindo pelo menos 5 centímetros ou cartões coloridos, uma fita adesiva de 30 centímetros de comprimento ou dois moldes dos pés colocados separados equivalente à distância dos ombros.

- () 4 olha para trás por cima de cada ombro; a troca de peso inclui rotação do tronco
- () 3 olha para trás e sobre o ombro com rotação do tronco; a troca de peso na direção oposta ao ombro; não há rotação do tronco
- () 2 vira a cabeça para olhar no nível do ombro; não há rotação do tronco
- () 1 necessita de supervisão (observação) quando vira; o queixo move-se mais do que a metade da distância do ombro
- () 0 necessita de ajuda para evitar perder o equilíbrio ou cair; movimento do queixo é menor do que a metade da distância do ombro

12. Pegar objeto do chão a partir de uma posição em pé

INSTRUÇÕES: **Pede-se para que a criança pegue um apagador de lousa colocado aproximadamente no comprimento dos seus pés, na frente do seu pé dominante.** Em crianças em que a dominância não é clara, pergunte para ela qual mão ela quer usar e coloque o objeto à frente do pé correspondente.

EQUIPAMENTO: Um apagador de lousa, uma fita adesiva ou moldes dos pés.

- () 4 capaz de pegar o pagador de forma segura e facilmente

- () 3 capaz de pegar o pagador, mas necessita de supervisão (observação)
- () 2 incapaz de pegar o apagador, mas alcança a distância de 2 a 5 centímetros do apagador e mantém o equilíbrio de forma independente
- () 1 incapaz de pegar o pagador; necessita de supervisão (observação) enquanto está tentando
- () 0 incapaz de tentar, necessita de ajuda para evitar a perda do equilíbrio ou a queda

13. Colocar o pé alternadamente no apoio enquanto permanece em pé sem apoio

INSTRUÇÕES: **Pede-se à criança que coloque cada pé alternadamente no apoio para os pés (degrau) e continue até que cada pé tenha tocado o apoio quatro vezes.**

EQUIPAMENTO: Um degrau/apoio para os pés de 10 centímetros de altura, um cronômetro ou relógio de mão.

- () 4 capaz de permanecer em pé de forma independente e segura e completa 8 toques no apoio em 20 segundos
- () 3 capaz de permanecer em pé de forma independente e completa 8 toques no apoio em mais que 20 segundos
- () 2 capaz de completar 4 toques no apoio sem ajuda; mas necessita supervisão próxima (observação).
- () 1 capaz de completar 2 toques no apoio; necessita de ajuda mínima.
- () 0 necessita de ajuda para manter equilíbrio ou evitar a queda, incapaz de tenta.

14. Alcançar a frente com o braço estendido permanecendo em pé

Instrução Geral e Instalação: Uma fita métrica, fixada na horizontal em uma parede com as fitas de velcro, será utilizada como ferramenta de medida. Usa-se uma fita adesiva e/ou moldes dos pés para manter o pé estático no chão. Pede-se à criança que alcance a frente o mais longe possível sem cair e sem pisar além da linha. A articulação metacarpo falangiana da mão da criança será utilizada como ponto de referência anatômica para as medidas. Ajuda poderá ser dada para posicionar inicialmente o braço da criança a 90 graus. Não será dado suporte durante o processo de alcance. Se uma flexão de 90 graus do ombro não for atingida, então este item será omitido.

INSTRUÇÕES: **Pede-se que a criança levante o braço desta maneira “Estique seus dedos, feche a mão e tente alcançar a frente o mais longe que você puder sem mover seus pés”.**

EQUIPAMENTO: Uma fita métrica ou régua, uma fita adesiva ou moldes dos pés, um pequeno nível.

Pontuação média das três tentativas

- () 4 capaz de alcançar a frente de forma confiante mais que 25 centímetros
- () 3 capaz de alcançar a frente mais que 12,5 centímetros com segurança
- () 2 capaz de alcançar a frente mais que 5 centímetros com segurança
- () 1 capaz de alcançar a frente, mas necessita de supervisão (observação)
- () 0 perde o equilíbrio enquanto está tentando, necessita de apoio externo

_____ **Pontuação Total do Teste** **PONTUAÇÃO MÁXIMA = 56**