

Gabriela Andrade Martins

Tais Martins Barboza

MARCHA DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL UNILATERAL:
identificação automática dos eventos

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional UFMG

2017

Gabriela Andrade Martins

Tais Martins Barboza

MARCHA DE CRIANÇAS COM PARALISIA CEREBRAL UNILATERAL:
identificação automática dos eventos

Monografia apresentada ao curso de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial para obtenção do título de bacharel em Fisioterapia.

Orientadora: Profa. Dra. Marisa Cotta Mancini
Co-orientadora: Profa. Dra. Rosana Sampaio

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional UFMG

2017

AGRADECIMENTOS

Quando pensamos no trabalho de conclusão de curso dá um certo frio na barriga, medo de não conseguir, qual será o tema e o orientador. Essas e outras sensações e perguntas nos acompanharam por muito tempo. Até que um dia, conhecemos o trabalho da Marisa Mancini e ficamos encantadas. Primeiro a Tais, iniciou o contato com ela através da IC e a Gabi sempre esteve por perto ajudando nas coletas. A partir de então, a Rejane apareceu e nos convidou para pesquisar sobre esse tema que já era uma paixão para nós a PC e a marcha, assim tudo começou.

Então, agradecemos primeiramente a Deus por ser sempre fonte de luz e nos guiar na nossa trajetória. Agradecemos aos nossos pais, por aturarem todo estresse, angústia dessa fase e por serem a nossa maior torcida. Aos nossos namorados, porque leram e releram o trabalho, por todo carinho e apoio em todos os momentos. A toda nossa família que sempre estiveram por perto nos incentivando.

Acho que não temos palavras para expressar a nossa gratidão a Rejane, que foi tão paciente, dedicada, mesmo cheia de coisas para fazer sempre tirava um tempinho para o nosso trabalho, acrescentou tanto na nossa vida profissional/pessoal e é um exemplo para nós! Agradecemos a Priscila, que pacientemente nos explicava cada detalhe sobre esses algoritmos e como ela domina desse assunto. Agradecemos a equipe do LAM, foram muitos dias de trabalho intenso.

Agradecemos a orientadora Marisa, pela paciência, pela partilha de conhecimento, pelos ensinamentos para a vida. Tenho certeza que seu papel foi fundamental para que pudéssemos refletir e colocar as ideias no lugar. Agradecemos também, a professora Rosana, que gentilmente aceitou ser nossa co-orientadora.

Desde já, agradecemos a banca. Temos certeza que cada comentário e/ou correção acrescentará no nosso trabalho.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Gráfico 1: Exemplificação da velocidade do marcador no plano sagital -----	20
Gráfico 2: Exemplificação do deslocamento do marcador do calcanhar-----	21
Gráfico 3: Diferença entre a identificação dos eventos feita pelos algoritmos - Porcentagem acumulada para todos os participantes-----	23
Gráfico 4: Média da porcentagem acumulada para marcha arrastada-----	24
Gráfico 5: Média da porcentagem acumulada para marcha equina-----	24

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 1: Resultados obtidos por Bruening e Ridge (2014) -----15

Quadro 2: Caracterização da marcha -----22

LISTA DE ABREVIATURAS

CI: contato inicial

HPA: High Pass Algoritm

PC: paralisia cerebral

PF: plataforma de força

RD: retirada dos dedos

UFMG: Universidade Federal de Minas Gerais

RESUMO

A paralisia cerebral (PC) unilateral espástica em crianças comumente gera alterações da marcha, tais como menor velocidade e comprimento de passo, comparadas com crianças normais. A análise cinemática da marcha tem o potencial de identificar e caracterizar essas alterações que interferem na mobilidade. Um dos processos que consomem mais tempo na análise instrumentalizada da marcha é a detecção dos eventos que delimitam o início e o fim da fase de apoio. O método padrão ouro para identificação desses eventos é a plataforma de força, porém, as idiosincrasias do padrão de locomoção de crianças com PC podem dificultar ou mesmo inviabilizar o uso de tais plataformas para capturar os elementos essenciais da análise de marcha. Uma solução tem sido usar algoritmos que dependem apenas de dados cinemáticos para identificação dos eventos. Os algoritmos disponíveis estão bem definidos para adultos e crianças normais, no entanto, para marcha patológica não são diretamente aplicáveis. O objetivo desse estudo foi comparar a identificação dos eventos da marcha de crianças com PC pela plataforma de força com a detecção dos mesmos eventos feito por três algoritmos existentes na literatura. Tal informação poderá auxiliar na definição do melhor algoritmo para caracterização dos eventos da marcha na ausência de informações cinéticas confiáveis. Participaram desse estudo 4 crianças com PC espástica unilateral, que apresentam marcha em equino e arrastada. Inicialmente, marcas reflexivas foram fixadas, bilateralmente, na região da cabeça do I e V metatarsos e do calcâneo da criança. Dados cinemáticos foram coletados por 8 câmeras de um sistema de análise de movimento a uma frequência de 100 Hz. As crianças andaram descalças, em sua velocidade habitual, sobre uma passarela de 6 metros com duas plataformas de força embutidas no solo e sincronizadas com o sistema. Um mínimo de 15 passadas bem-sucedidas foram analisados para cada criança. Três algoritmos (%Choussayni+ e %Desailly+, baseados somente em dados cinemáticos, e %Visual3D+, que mescla dados cinemáticos e dados da plataforma para gerar um padrão para eventos sem dados de plataforma) foram testados de maneira individual e os resultados foram comparados com os dados da plataforma. Foi analisada a frequência acumulada de respostas cuja diferença do padrão ouro

era de 1, 2, 3 e 4 ou mais quadros. Um total de 162 passos foram analisados. Resultados da comparação da plataforma de força com o algoritmo %Ghoussayni+ revelaram que 81% dos eventos foram identificados com até 3 quadros de diferença; em relação ao %Desailly+, 91%; e ao %Misual 3D+, 99%, para ambos os tipos de marchas. Neste estudo, a diferença de até três quadros foi considerada aceitável. Concluímos que o algoritmo %Desailly+ parece mais indicado para estimar eventos da marcha quando a coleta de dados não documenta uma passada limpa com as informações da plataforma de força e que o %Misual 3D+ pode ser usado quando há dados bem-sucedidos, independentemente do tipo de pisada.

Palavras-chave: Algoritmo. Eventos da Marcha. Análise Cinemática. Paralisia Cerebral. Plataforma de Força.

ABSTRACT

Unilateral spastic cerebral paralysis (PC) in children commonly results in gait changes, such as lower speed and step length, when compared to normal children. Kinematic gait analysis has the potential to identify and characterize these changes that interfere with mobility. One of the processes that take the most time in the instrumented analysis of gait is the identification of the events that delimit the beginning and the end of the support phase. The gold standard method for identifying these events is the force platform, however, the idiosyncrasies of the locomotive pattern of children with PC can make it difficult or even impossible to use such platforms to capture the essential elements of gait analysis. One solution has been to use algorithms that depend only on kinematic data to identify events. The available algorithms are well defined for adults and normal children, however, for pathological gait they are not directly applicable. The objective of this study was to compare the identification of the gait events of children with PC using the force platform with the same events detected by three existing algorithms in literature. Such information may help define the best algorithm for the characterization of gait events in the absence of reliable kinetic information. Four children with unilateral spastic PC, who presented equine and dragged gait, participated in this study. Initially, reflexive marks were fixed, bilaterally, in the region of the head of the I and V metatarsals and the calcaneus of the child. Kinematic data were collected by 8 cameras from a motion analysis system at a frequency of 100 Hz. The children walked barefoot, at their usual speed, on a six-meter walkway with two force platforms, embedded in the ground and synchronized with the system. A minimum of 15 successful steps was analyzed for each child. Three algorithms ("Ghoussayni" and "Desailly", based on kinematic data only, and "Visual3D", which merge kinematic data and platform data to generate a pattern for events with no platform data) were tested individually for each child, and the results were compared with the platform data. The cumulative frequency of responses whose difference from the gold standard was 1, 2, 3, and 4 or more frames were analyzed. A total of 162 steps was analyzed. The results of the comparison of the force platform with the Ghoussayni algorithm revealed that

81% of the events were identified with up to 3 frames of difference; compared to "Desailly", 91%; and "Visual 3D", 99%, for both types of gears. In this study, the difference of up to three frames was considered acceptable. We concluded that the "Desailly" algorithm is more suitable for estimating gait events when data collection does not document a clean step with the force platform information and that "Visual 3D" can be used when there is successful data, regardless of the type of footprint.

Keywords: Algorithm. Gait Events. Kinematic Analysis. Cerebral Paralysis. Force Platform.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 MÉTODOS	17
2.1 Participantes.....	17
2.2 Instrumentos e Procedimentos	17
2.3 Redução dos dados	18
2.4 Visual 3D	19
2.5 Ghoussayni <i>et al.</i> (2004)	19
2.6 Desailly <i>et al.</i> (2009).....	20
2.7 Análise estatística	21
4 RESULTADOS	22
5 DISCUSSÃO.....	25
6 CONCLUSÃO.....	29
REFERÊNCIAS	30
ANEXOS	32

1 INTRODUÇÃO

A paralisia cerebral (PC) é uma encefalopatia crônica não progressiva na infância, ou uma disfunção neuromotora, devido a lesões ocorridas no encéfalo em desenvolvimento (CHAGAS *et al.*, 2010; FONSECA *et al.*, 2008; ROSEMBAUM *et al.*, 2007). O quadro clínico inclui distúrbios de tônus, postura, motricidade e, em alguns casos, comprometimento cognitivo. A PC pode ser classificada, de acordo com o tipo e a localização da alteração motora, como: espástica (ocorre uma lesão no sistema nervoso central), discinética (fatores perinatais como encefalopatia bilirrubínica e encefalopatia hipóxico-isquêmica), atáxica (forma pouco comum, etiologias genéticas e pré-natais), hipotônica (etiologia heterogênea, como síndrome hipóxico-isquêmica) e mista. A forma mais comum é a espástica, tendo como topografia o comprometimento bilateral: quadriplegia, diplegia, ou o comprometimento unilateral, denominada hemiplegia que tem como incidência 25% a 40% dos casos. (FONSECA *et al.*, 2008; GONÇALVES *et al.*, 2013; REBEL *et al.*, 2010).

As crianças com PC espástica apresentam alteração de tônus, fraqueza muscular e tendência a desenvolverem contratura articular, o que pode interferir tanto na idade de aquisição quanto no padrão dos movimentos (ROSEMBAUM *et al.*, 2007; ROSE *et al.*, 2010). Assim, a maioria das crianças com PC unilateral desenvolvem a marcha, embora apresentem um padrão diferente das crianças normais (FONSECA *et al.*, 2008).

Como a marcha é um desfecho importante para que as crianças com PC unilateral alcancem autonomia para suas atividades, não somente durante a infância, mas pela vida adulta, ela é uma das funções mais abordadas, tanto por terapeutas quanto por pesquisadores (GONÇALVES *et al.*, 2013).

A marcha normal é caracterizada por movimentos cíclicos divididos em duas fases: apoio e balanço (SIMONEAU, 2011). A fase de apoio ocorre quando o pé está no chão suportando todo o peso do corpo. Ela compreende o período entre o contato inicial (CI), quando o calcanhar toca o solo, e a retirada dos dedos (RD), quando as falanges distais do mesmo pé perdem o contato com o solo (SIMONEAU, 2011). A fase de balanço ocorre quando há o

desprendimento dos dedos do solo até o próximo contato do calcanhar, ou seja, quando um dos pés está no ar avançando para frente até o próximo CI (SIMONEAU, 2011). A fase de apoio representa 60% do ciclo da marcha, enquanto a fase de balanço 40%. É de grande importância a determinação dos eventos da marcha, para definição de alguns parâmetros, tais como, comprimento de passo e/ou tempo de apoio para análise da marcha. (SIMONEAU, 2011).

Crianças com PC unilateral que desenvolvem a marcha possuem características em comum, como menor velocidade de marcha, menor comprimento de passo, permanecem mais tempo na fase de apoio, maior largura do passo e maior trajetória total do centro de massa, quando comparadas a crianças normais (FONSECA *et al.*, 2004), além de apresentar estratégias adaptativas para melhor deambulação, por exemplo CI em flexão plantar (pé equino) ou pé plano.

A análise cinemática da marcha é, portanto, uma ferramenta fundamental para a compreensão das disfunções motoras, para a definição de intervenções e para a avaliação dos seus efeitos (O'CONNOR *et al.*, 2006). Essa análise se torna possível através da determinação precisa dos eventos CI e RD.

Vários métodos têm sido utilizados na literatura com o objetivo de identificar os eventos da marcha, como o uso de *foot-switches*, giroscópios ou acelerômetros. Cada um dos métodos citados apresenta vantagens, como o baixo custo, e desvantagens, como a necessidade de acoplar algum equipamento ao corpo do indivíduo. Outro método comumente utilizado é a plataforma de força (PF), considerada o padrão ouro, pois apresenta sensibilidade e precisão na identificação dos eventos da marcha, desde que um dos pés toque uma plataforma de cada vez. Apesar disso, crianças com PC unilateral apresentam características específicas no padrão de locomoção o que dificulta a coleta dos eventos através da PF. Uma dessas características é o menor comprimento do passo, fazendo com que as crianças não consigam tocar isoladamente um pé em cada plataforma (O'CONNOR *et al.*, 2006).

Em geral, as plataformas estão disponíveis apenas em laboratórios de análise de movimento que possuem uma ou duas plataformas. Isso restringe a análise, na melhor das hipóteses, a apenas um passo de cada lado impossibilitando a coleta de dados de um ciclo completo da marcha. (O'CONNOR *et al.*, 2006).

A análise de marcha laboratorial é comumente feita com sistemas de análise de movimento que rastreiam marcadores fixados nas articulações dos indivíduos. Em muitos casos, esses sistemas estão conectados à PF que indicam o momento exato dos eventos CI e RD. Quando a PF não é viável, na ausência de algum outro método para identificação dos eventos da marcha ou quando há alguma restrição quanto ao seu uso, pode ser utilizada a identificação visual através da inspeção dos dados cinemáticos (HRELJAC, A.; MARSHALL R.M., 2000). Embora a análise visual seja eficaz, o tempo gasto e a quantidade de dados a serem analisados podem tornar esse método inviável. Outra alternativa é a utilização de algoritmos que tornem possível a identificação automatizada dos eventos da marcha, pela identificação do padrão cinemático do movimento do pé no momento em que ocorre o CI e, da mesma forma, a RD. Na literatura, existem alguns algoritmos para a identificação de eventos da marcha para adultos e crianças normais (O'CONNOR *et al.*, 2006; HRELJAC, A.; MARSHALL R.M., 2000 e DESAILLY, E.; *et al.*, 2009), porém poucos para crianças com PC (BRUENING, D.A.; RIDGE, S.T., 2014).

No caso de marcha normal, os algoritmos para identificação automatizada de eventos da marcha são utilizados rotineiramente (HRELJAC, A.; MARSHALL R.M., 2000). A maioria desses algoritmos foram testados e validados com voluntários que apresentam CI com o calcâneo em ambos os pés, sendo esse o ponto de partida para identificação do evento (O'CONNOR *et al.*, 2006; HRELJAC, A.; MARSHALL R.M., 2000). Estudos mostram que os algoritmos apresentam uma grande acurácia para a identificação dos eventos da marcha, quando comparados com os dados gerados pela plataforma de força e testados em adultos saudáveis com padrão de marcha normal (DESAILLY, E.; *et al.*, 2009). Zeni *et al.* (2008), reportaram uma diferença de 0,0083 segundos antes da PF para CI e 0,023 segundos após os eventos da

PF para RD, sendo que o algoritmo é baseado na velocidade do deslocamento das marcas em adultos saudáveis analisadas no solo.

O uso de algoritmos desenvolvidos para identificação de eventos da marcha normal pode não se aplicar diretamente à marcha de outras populações. Bruening e Ridge (2014) propuseram quatro categorias para classificar visualmente o padrão de marcha de crianças com PC devido à grande variedade de formas de CI e RD existentes. A classificação inclui marcha equina (CI com o mediopé ou antepé ao invés do calcâneo), marcha arrastada (menor liberação do pé no balanço ou aproximação horizontal ao chão com contato dos dedos antes do calcâneo), marcha *steppage* (caracterizada por maior movimentação vertical principalmente no CI) e marcha miscelânea (padrão de marcha misto, que não se encaixa facilmente nas outras categorias). Após a classificação, estes autores aplicaram nove algoritmos existentes na literatura para identificação dos eventos de marcha de acordo com cada categoria (DE ASHA *et al.*, 2010; DESAILLY *et al.*, 2009; GHOUSSAYNI *et al.*, 2004; HRELJAC e MARSHALL, 2000; HSUE *et al.*, 2007; JASIEWICZ, *et al.*, 2006; O'CONNOR *et al.*, 2006; SALAZAR-TORRES, 2006; ZENI *et al.*, 2008). Assim os resultados obtidos, considerando a porcentagem de identificação dos algoritmos dentro dos quatro quadros de diferença com a análise visual, estão representados na Quadro 1.

Quadro 1: Resultados obtidos por Bruening e Ridge (2014).

Eventos	Equina		Arrastada		Steppage		Miscelânea	
	CI	RD	CI	RD	CI	RD	CI	RD
Zeni <i>et al.</i> , (2008)	98%	75%	96%	72%	-	68%	-	84%
Desailly <i>et al.</i> , (2009)	98%	75%	96%	70%	-	69%	65%	84%
Ghoussayni <i>et al.</i> , (2004)	98%	91%	96%	89%	86%	63%	65%	-
Hreljac e Marshall, (2000)	98%	-	-	-	95%	-	-	-

O presente estudo se propôs em testar a aplicabilidade de algoritmos, já disponíveis na literatura, para identificação dos eventos de crianças com marcha patológica. Sendo que dois deles, Ghoussayni *et al.*, (2004) e Desailly *et al.*, (2009), utilizam apenas dados cinemáticos, esses são obtidos através do cálculo linear e angular dos deslocamentos, das velocidades e das acelerações dos segmentos corporais. O terceiro, *Software Visual 3D*, conta com dados cinéticos da plataforma de força que é utilizado apenas em dados cinemáticos bem-sucedidos. Os dados cinemáticos dos ciclos da marcha das crianças bem-sucedidos, quando um pé toca isoladamente a plataforma de força, foram utilizados como padrão para determinar o melhor algoritmo que identificava os eventos de forma confiável. E assim, possibilitou a identificação dos eventos de marcha daqueles ciclos malsucedidos, quando os dois pés tocam em uma mesma PF.

O objetivo desse estudo foi comparar a identificação dos eventos da marcha de crianças com PC pela plataforma de força com a detecção dos mesmos eventos feita por três algoritmos (propostos por Ghoussayni *et al.*, (2004) e Desailly *et al.*, (2009) e o *Software Visual 3D*) existentes na literatura. Tal informação poderá auxiliar na definição do melhor algoritmo para caracterização dos eventos da marcha na ausência de informações cinéticas confiáveis.

2 MÉTODOS

2.1 Participantes

O presente estudo de delineamento metodológico foi realizado no Laboratório de Análise de Movimento da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Este foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG, Belo Horizonte, Brasil (PARECER 633.582, CAAE: 2855914.8.00005149) em anexo.

Os critérios de inclusão do estudo foram: diagnóstico de PC unilateral espástica, marcha independente e sem auxílio. Foi adotado uma amostra de conveniência com 4 crianças (3 meninas e 1 menino), com PC espástica unilateral com média de idade de $5,25 \pm 1,3$ anos (4 a 7 anos).

Os dados analisados no presente estudo foram retirados de um projeto de doutorado com delineamento longitudinal, realizado na UFMG que contava. Intitulado como: "Efeito da estimulação elétrica funcional na mobilidade de crianças com hemiplegia espástica". Durante a análise da marcha dessas crianças, percebeu-se que em algumas situações o uso da PF não era aplicável, devido as idiosincrasias dessa população.

2.2 Instrumentos e Procedimentos

Inicialmente, marcadores refletivos foram fixados sobre a cabeça do primeiro e quinto metatarsos e no calcâneo de cada criança bilateralmente com fita adesiva dupla-face. As crianças foram instruídas a permanecerem de pé, o mais imóvel possível, durante dez segundos para a realização da coleta estática que serve como referência para definição dos segmentos anatômicos. A seguir, as crianças andaram sobre uma passarela de seis metros que possui duas plataformas de força embutidas, para identificação dos eventos da marcha. Os dados cinemáticos de velocidade, aceleração e deslocamento das marcas foram coletados para análise da marcha nos ciclos malsucedidos, utilizando-se oito câmeras do sistema de análise de movimento *Qualysis Proreflex*® (Gothenburg, Suécia). As crianças andaram descalças, com sua

velocidade habitual sobre a passarela, até que alcançasse no mínimo quinze passadas válidas, ou seja, quando cada um dos pés tocasse isoladamente sobre cada plataforma. Cada passada válida correspondia a uma coleta dinâmica.

A plataforma de força (AMTI®, *Advanced Mechanical Technology*) foi acoplada a um sistema computadorizado. Esta plataforma fornece registro das forças reativas exercidas pelos participantes contra a superfície de suporte, assim, quando o participante realiza o contato na plataforma, esta emite uma força de reação vertical. A frequência de coleta foi estabelecida em 100 Hz.

A marcha dos participantes foi classificada visualmente por três avaliadores. Assim, separaram as crianças em grupos de acordo com o tipo de CI segundo as características propostas por Bruenning e Ridge (2014): marcha equina, arrastada, *steppage* e miscelânea.

2.3 Redução dos dados

Inicialmente os marcadores refletivos foram identificados utilizando-se o *software* do *Qualisys Track Manager*, tanto para a coleta estática, que serve como referência para identificação dos segmentos corporais, quanto para a dinâmica, que são os movimentos propriamente avaliados. Cada coleta dinâmica possui um contato e uma retirada de cada um dos pés, ou seja, cada vídeo possui dois passos. Estes dados foram exportados para o *software* Visual3D® (C-Motion, Rockville, USA) para serem processados.

Foi criado um modelo a partir da coleta estática em que a criança estava em posição ortostática, na qual ambos os pés foram identificados no *software* Visual3D. Depois de criado o modelo, as coletas dinâmicas foram associadas à coleta estática de forma que a trajetória de cada marcador fosse identificada tendo como referência a localização do marcador definida na coleta estática.

A partir dos resultados obtidos no estudo de Bruenning e Ridge (2014), selecionamos dois algoritmos para testar a marcha dessas crianças. Elegemos

aqueles com maior precisão e que levaram em consideração as marcas do pé, sendo eles os propostos por Ghoussayni *et al.*, (2004) e Desailly *et al.*, (2009).

Para identificação dos eventos foram utilizados três algoritmos. O primeiro deles é o algoritmo embutido no *software* Visual 3D que leva em consideração a identificação de eventos feita pela plataforma de força. Foi possível o seu uso, pois cada criança alcançou pelo menos quinze passadas bem-sucedidas.

Os três algoritmos descritos no estudo foram testados em todas as crianças, de forma individual. Primeiramente cada evento foi identificado através dos dados obtidos da plataforma de força e, em seguida, os outros algoritmos foram utilizados para identificação dos eventos separadamente para que os quadros identificados fossem comparados.

2.4 Visual 3D

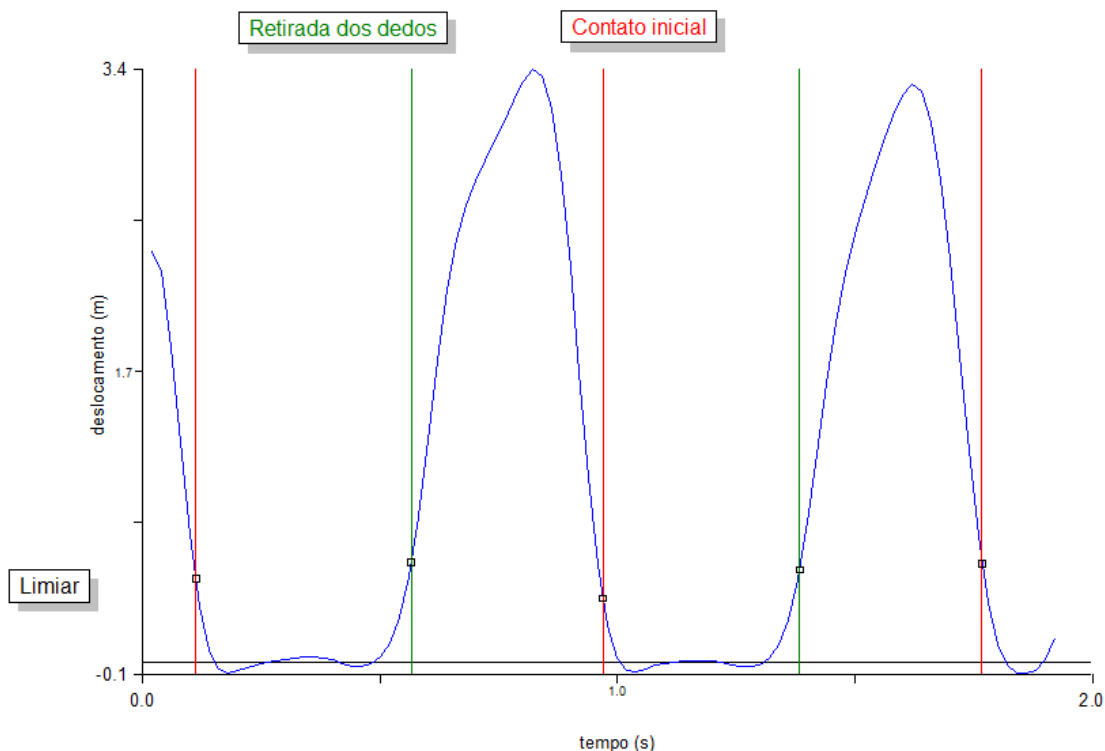
Os dados cinemáticos das marcas no pé seguem um padrão cíclico durante a marcha, com comportamentos característicos em cada fase do ciclo. Desse modo, é possível detectar um padrão das trajetórias das marcas que represente os eventos %contato inicial+e %retirada dos dedos+. Com a detecção dos eventos por meio dos dados cinemáticos, pode-se prescindir da PF para este fim, embora seja o meio mais preciso e rápido para a determinação dos eventos. Nesta técnica, foi usada uma combinação das distâncias dos marcadores do tornozelo nos eixos x, y e z, no plano sagital (x, z) e no espaço (x, y, z) no momento de CI e RD, definidos pela plataforma de força. Associadas ao tempo do CI de um pé até o CI do outro, essas distâncias determinam um padrão de posição que, quando se repete, identifica novos eventos fora da PF (STANHOPE *et al.*, 1990).

2.5 Ghoussayni *et al.* (2004)

O algoritmo proposto por Ghoussayni *et al.* (2004), consiste na filtragem dos marcadores do calcâneo e do metatarso lateral no plano sagital (x, z), usando o filtro *Butterworth* digital de segunda ordem passa baixa, com uma frequência de corte de 10 Hz. Um limiar de velocidade no plano sagital é

estabelecido empiricamente. Os eventos foram estabelecidos quando a velocidade do marcador ultrapassava este limiar. Quando o movimento estava desacelerando, a passagem do limiar indicava o contato inicial. Quando estava acelerando, a passagem do limiar indicava a retirada dos dedos. CI e RD identificados no Gráfico 1.

Gráfico 1: Exemplificação da velocidade do marcador no plano sagital.

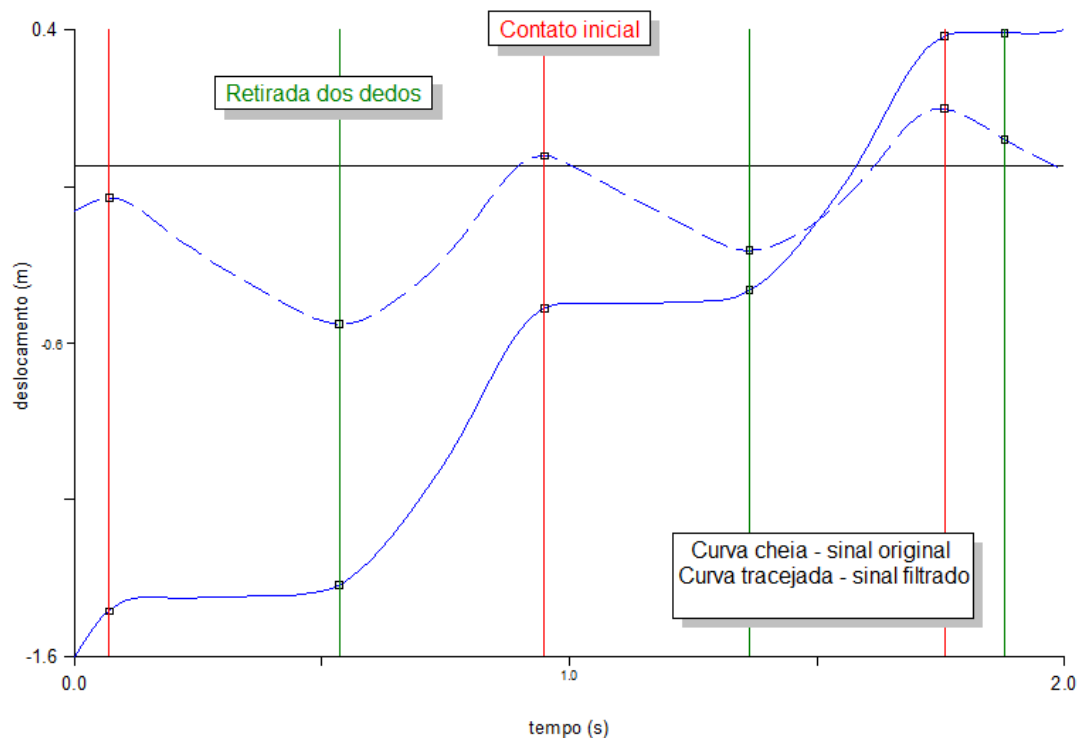


2.6 Desailly *et al.* (2009)

O algoritmo proposto por Desailly *et al.* (2009) foi denominado como High Pass Algorithm (HPA). A proposta desse algoritmo é utilizar informações cinemáticas combinadas com uma sequência específica de filtragem do sinal de deslocamento do marcador. Inicialmente, os marcadores do calcâneo e do metatarso foram filtrados com um filtro *Butterworth* passa alta com o propósito de eliminar o sinal estático. O sinal proveniente do marcador do calcâneo foi filtrado numa frequência 1,1 vezes a frequência da marcha. O ponto máximo desse sinal filtrado correspondeu ao contato inicial. O sinal obtido do marcador do metatarso lateral foi filtrado numa frequência que é a metade da frequência

da marcha. O ponto mínimo desse sinal correspondeu à retirada dos dedos (DESAILLY *et al.*, 2009). CI e RD identificados no Gráfico 2.

Gráfico 2: Exemplificação do deslocamento do marcador do calcanhar.



2.7 Análise estatística

A análise estatística foi feita por meio da distribuição de frequência acumulada para estabelecer a porcentagem de acerto de cada algoritmo. Foi feita uma comparação entre o instante em que foram identificados os eventos por cada algoritmo e o instante definido pela plataforma de força, considerada como referencial. A distância entre os eventos definidos pelos algoritmos e pela plataforma foram determinados em termos de quadro do vídeo e não por tempo. Os intervalos de frequência foram estabelecidos em 0, 1, 2, 3, 4 ou mais quadros.

4 RESULTADOS

A marcha de cada criança participante do estudo foi classificada de acordo com os padrões de marcha propostos por Bruening e Ridge (2014). Três avaliadores realizaram uma análise observacional da marcha e por consenso classificaram duas crianças com o padrão de marcha equina e as outras duas com o padrão de marcha arrastada (Quadro 2).

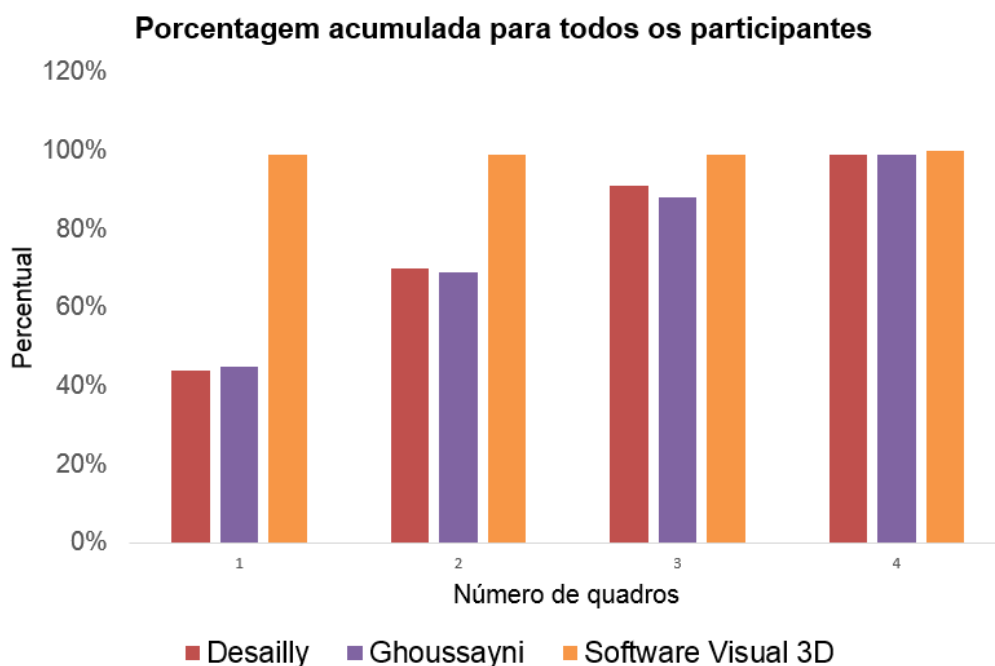
Quadro 2: Caracterização da marcha

Crianças	Idade	Sexo	Tipo de marcha
I	4	Feminino	Marcha equina
II	7	Feminino	
III	5	Feminino	Marcha arrastada
IV	5	Masculino	

As quatro crianças atingiram um total de 162 passos, ou seja, 162 CI e 162 RD. Os resultados mostraram que todos os algoritmos identificaram os eventos da marcha com uma diferença menor que quatro quadros com relação ao número identificado pela plataforma de força para todas as quatro crianças. O algoritmo proposto por Ghoussayni *et al.* (2004) identificou um total de 88%, o proposto Desailly *et al.* (2009) 91% e o algoritmo embutido no *software* Visual 3D 99% dos eventos, dentro de três quadros de diferença da PF.

A diferença, em número de quadros, da identificação dos eventos feita pelos algoritmos propostos por Ghoussayni *et al.* (2004) e Desailly *et al.* (2009) em comparação com os dados da PF estão representados no Gráfico 3.

Gráfico 3: Diferença entre a identificação dos eventos feita pelos algoritmos -
 Percentagem acumulada para todos os participantes.



A partir da análise dos dados de cada criança com PC unilateral, foi feita uma média para cada tipo de marcha arrastada e equina. Os resultados das médias podem evidenciar se um dos algoritmos tende a ser mais preciso para marcha equina, marcha arrastada ou ambas. As diferenças encontradas dentro de 3 quadros para o algoritmo proposto por Ghoussayni *et al.* (2004) foram de 87% e 88%, o proposto por Desailly *et al.* (2009) 89% e 92% e o algoritmo embutido no *software* Visual 3D 100% e 99% para marcha arrastada e equina, respectivamente.

Os valores de média encontrados para a marcha arrastada e equina, no algoritmo proposto por Ghousasyni *et al.* (2004), o algoritmo proposto por Desailly *et al.* (2009) e o embutido no *software* Visual 3D em comparação com os dados da PF, estão evidenciados nos Gráficos 4 e 5, respectivamente.

Gráfico 4: Média da porcentagem acumulada para marcha arrastada.

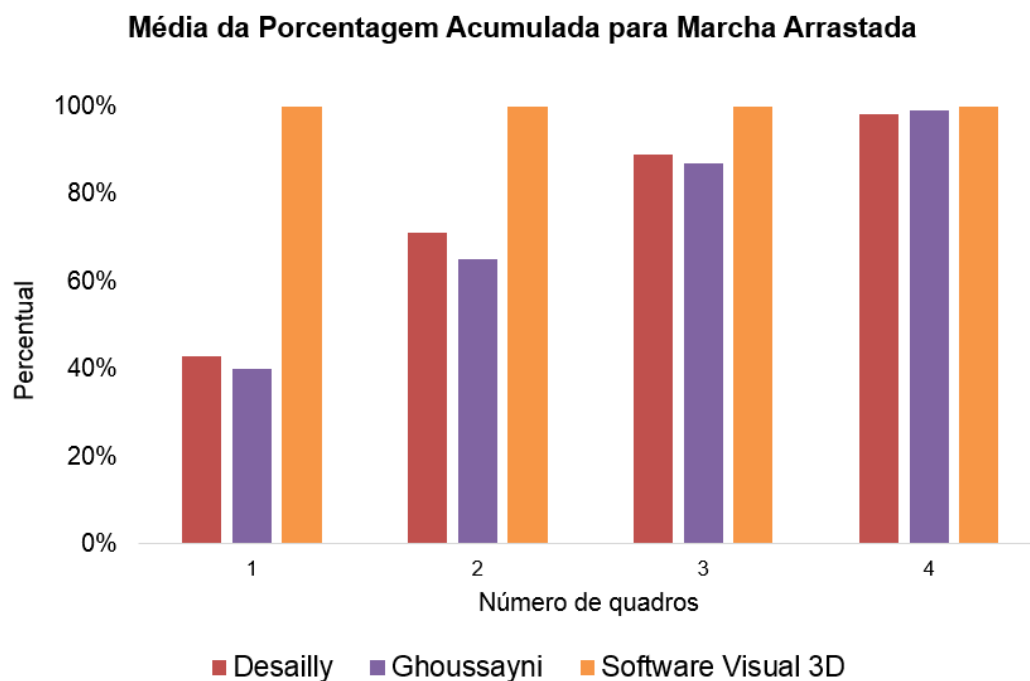
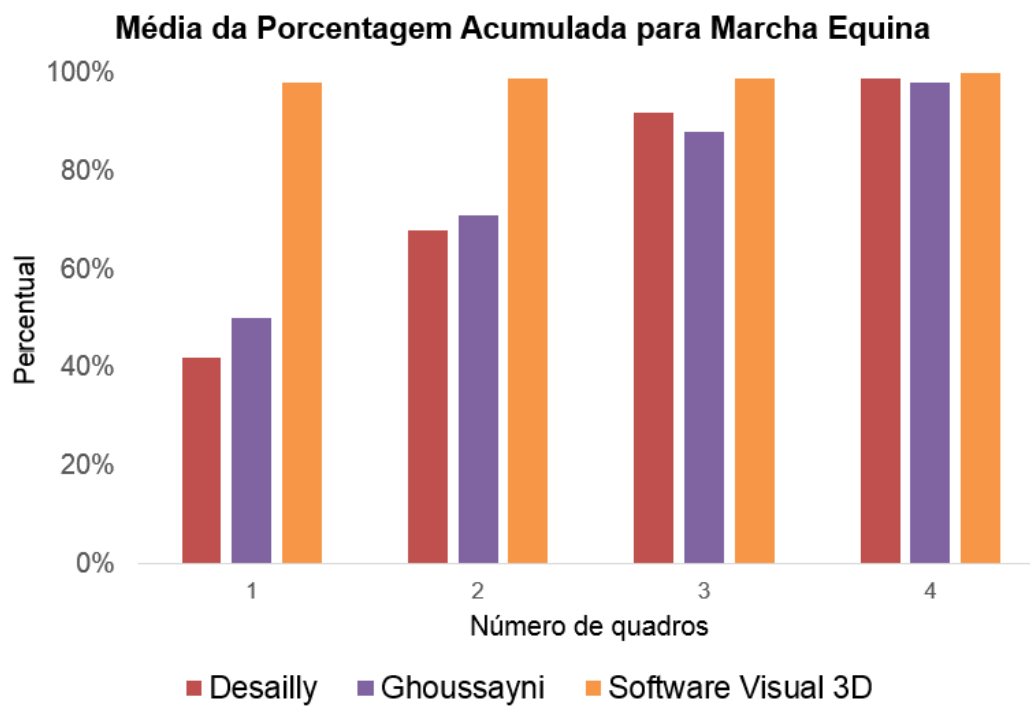


Gráfico 5: Média da porcentagem acumulada para marcha equina.



5 DISCUSSÃO

A literatura sugere que uma janela dentro de quatro quadros de diferença na identificação de eventos da marcha é aceitável (BRUENING e RIDGE, 2014). Os autores que estabeleceram esse ponto de corte como sendo confiável coletaram dados cinemáticos da marcha a uma de frequência de 120 Hz (BRUENING e RIDGE, 2014). Entretanto, a frequência de coleta de dados cinemáticos do presente estudo foi de 100 Hz, o que sugere que um ponto de corte mais conservador, de três quadros de diferença, seja mais adequado para comparar a identificação dos eventos da marcha feita pela plataforma de força com aquela feita pelos três algoritmos utilizados.

Quando analisamos os resultados para cada tipo de marcha (arrastada e equina) o algoritmo proposto por Desailly *et al.* (2009) identificou 89% e 92%, o estabelecido por Ghoussayni *et al.* (2004) 87% e 88% enquanto o algoritmo embutido no *software* Visual 3D 100% e 99%, respectivamente, com diferença de 3 quadros.

O algoritmo do *software* Visual 3D é usado rotineiramente para análise de marcha. Porém, em casos que a coleta de dados seja somente cinemática e/ou não tenha os dados de PF, outro algoritmo deve ser utilizado para a identificação dos eventos da marcha. Outra utilidade desse algoritmo é a identificação dos eventos de passos anteriores ou posteriores à passada que foi realizada sobre duas plataformas de força consecutivas. Isso é possível porque os dados cinemáticos obtidos pelo rastreamento dos marcadores no pé seguem um padrão cíclico durante a marcha. O algoritmo identifica esses padrões da trajetória dos marcadores durante os eventos CI e RD, segundo os dados da PF e utiliza essa informação para identificar outros eventos que não tem informação da PF.

A partir dos resultados obtidos pelo *software* Visual 3D, pode-se comprovar a sua eficácia nos dados bem-sucedidos, independentemente do tipo de pisada das crianças, pois o mesmo se mostrou capaz de identificar 100% dos eventos dentro de três quadros para marcha arrastada e 99% para marcha equina, de diferença com a plataforma. No entanto, esse algoritmo

depende dos dados da PF impossibilitando o seu uso nos dados malsucedidos ou quando a plataforma não está disponível.

As crianças que participaram do estudo conseguiram alcançar um total de 162 passadas limpas, porém, em alguns casos teve-se dados malsucedidos. Isso ocorre devido ao comprimento de passo não ser uniforme, a idade das crianças e a disposição das plataformas no cenário da coleta. Diante da quantidade de dados cinéticos malsucedidos, foi importante definir qual o melhor algoritmo, utilizando os dados cinemáticos bem-sucedidos, para cada tipo de contato das crianças com PC.

O algoritmo proposto por Ghoussayni *et al.* (2004), teve como objetivo a análise dos eventos da marcha, levando em consideração a velocidade de deslocamento do pé e estabelecendo um limiar empírico de velocidade. O algoritmo quando desenvolvido foi testado em adultos, com padrão de marcha CI com calcâneo e RD, com a velocidade de marcha pré-determinada. Bruening e Ridge (2014) testaram esse algoritmo em crianças com PC e tiveram como resultado na marcha equina uma melhor precisão no CI do que na RD, quando comparado com os outros algoritmos.

Neste presente estudo, o algoritmo proposto por Ghoussayni *et al.* (2004) obteve resultados positivos, quando comparado todas as crianças, identificando até 98% dos eventos de marcha dentro dos quatro quadros. Porém, como adotamos um ponto de corte mais conservador de três quadros, o mesmo se mostrou menos preciso quando comparado com o proposto por Desailly *et al.* (2009) em todas as situações (Gráficos 3, 4 e 5). Uma possível justificativa para isso, é que no processamento do algoritmo proposto por Ghoussayni *et al.* (2004), o limiar de velocidade da marcha é definido empiricamente. Como na nossa coleta as crianças eram instruídas a andarem na sua velocidade habitual, foi difícil adequar esse limiar.

O algoritmo proposto por Desailly *et al.* (2009) foi testado em crianças com PC e adultos normais. Quando comparado com dois outros algoritmos, o mesmo se mostrou preciso para ambas as populações. Os valores obtidos na identificação de CI e RD, para crianças com PC, no primeiro quadro foi de 75% e 66%, respectivamente (DESAILLY, E.; *et al.*, 2009). No estudo desenvolvido

por Bruening e Ridge (2014), o algoritmo estabelecido por Desailly *et al.* (2009) mostrou ter um erro sistemático identificando o CI antes do previsto e a RD alguns quadros depois. No entanto, de modo geral o algoritmo identificou 98% do CI, dentro dos quatro quadros.

A partir dos resultados deste estudo, o algoritmo proposto por Desailly *et al.* (2009) foi mais eficaz na identificação dos eventos tanto na marcha equina quanto na arrastada, quando comparado com o algoritmo proposto por Ghoussayni *et al.* (2004). O seu limiar de corte é definido pela velocidade de marcha de cada criança. Esse pode ser seu diferencial no quesito precisão. O algoritmo se adequa a cada população, diferentemente do algoritmo apresentado por Ghoussayni *et al.* (2004).

A padronização do uso de marcadores é extremamente importante para manter uma fidelidade na coleta de dados. Porém, quando utilizados algoritmos para identificação dos eventos de marcha essa posição pode beneficiar um tipo de marcha e dificultar para outros. A posição utilizada dos marcadores nesse estudo pode ter influenciado nos resultados do algoritmo apresentado por Desailly *et al.* (2009) para marcha equina. Isso pode ser justificado pelo fato de que o algoritmo utiliza o sinal de posição horizontal do pé, fazendo o mesmo ser mais preciso com marcha mais horizontalizados do que verticalizadas. Visto que, a melhor posição para identificação dos eventos da marcha equina seria no antepé (Bruening e Ridge, 2014).

Os dados cinemáticos se tornam úteis, principalmente, para análise de marcha de crianças com PC que possuem tantas singularidades. A definição de qual algoritmo possui maior precisão na identificação dos eventos facilita muito para comparação com outros tipos de marcha, sendo que essa comparação é extremamente importante na pesquisa e na clínica.

Diante dos resultados obtidos e pela decisão de usar um ponto de corte mais conservador do que o descrito na literatura, três quadros, conclui-se que o algoritmo que apresentou melhores resultados na identificação dos eventos tanto da marcha arrastada quanto da marcha equina, foi o Desailly *et al.* (2009), sendo esse utilizado nos dados sem o suporte da plataforma de força da nossa população.

O nosso estudo apresenta uma limitação, que o tamanho da amostra impede inferências sobre uma população de crianças com PC unilateral espástica, não sendo essa representativa. Porém, para finalidade deste estudo a quantidade de dados foi adequada.

Novos estudos, devem ser realizados para testar a adequação dos algoritmos para as outras as duas categorias citadas por Bruening e Ridge (2014).

6 CONCLUSÃO

Os dados coletados mostraram ter sido suficientes para definir qual algoritmo seria o mais indicado na identificação dos eventos de marcha para a população do estudo. Utilizou-se nos dados malsucedidos o algoritmo proposto por Desailly *et al.* (2009), tanto para marcha equina quanto para marcha arrastada. O algoritmo proposto por Ghoussayni *et al.* (2004), também se mostrou eficaz, porém menos que o anterior devido ao fato de sua velocidade ser definida de maneira empírica. O algoritmo embutido no *software* Visual 3D foi eficaz para a identificação dos eventos nos dados bem-sucedidos, independente do contato inicial ser em flexão plantar ou com o pé todo no chão. Assim, a análise da marcha dessa população pode ser realizada de maneira confiável e em menor tempo utilizando-se o algoritmo que apresenta maior precisão para cada tipo de marcha.

REFERÊNCIAS

- BRUENING, D.A.; RIDGE, S.T. Automated event detections algorithms in pathological gait. **Gait and Posture**. v.39, n.1 , p.472-477, 2014.
- CHAGAS, P.S.C.; CRUZ, D.T.; FERREIRA, J.A.; FRÔNIO, J.S.; GONTIJO, A.P.B.; FURTADO, S.R.C.; MANCINI, M.C. O uso da esteira ergométrica para a melhora da marcha em crianças com paralisia cerebral: uma revisão sistemática da literatura. **Temas sobre Desenvolvimento**. v.17, n.99, p.131-139. 2010.
- DE ASHA, A.R.; ROBINSON, M.A.; BARTON, G.J. A marker based kinematic method of identifying initial contact during gait suitable for use in real-time visual feedback applications. **Gait and Posture**. v.36, n.3, p.650. 652. 2012.
- DESAILLY, E.; DANIEL, Y.; SARDAIN, P.; LACOUTURE, P. Foot contact event detection using kinematic data in cerebral palsy children and normal adults gait. **Gait and Posture**. v.29, n.1, p.76-80. 2009.
- FONSECA, L.F.; LIMA, C.L.A. **Paralisia cerebral**. 2. ed. Rio de Janeiro: MedBook, 2008.
- FONSECA, S.T.; HOLT, K.G.; FETTERS, L.; SALTZMAN, E. Dynamic resources used in ambulation by children with spastic hemiplegic cerebral palsy: Relationship to kinematics, energetics, and asymmetries. **Physical Therapy**. v.84, n.4, p.344-354. 2004.
- GHOUSSAYNI, S.; STEVENS, C.; DURHAN, S.; EWINS, D. Assessment and validation of a simple automated method for detection of gait events and intervals. **Gait and Posture**. v.20, n.3 , p.266-272. 2004.
- GONÇALVES, R.V.; ALMEIDA, K.M.; FARIA, C.D.C.M; MANCINI, M.C. Alterações biomecânicas na marcha de crianças com paralisia cerebral espástica: Revisão de literatura. **Temas sobre Desenvolvimento**. v.19, n.104, p.20-28. 2013.
- HRELJAC, A.; MARSHALL R.M. Algorithms to determine event timing during normal walking using kinematic data. **Journal of Biomechanics**. v.33, n.6 , p.783-786. 2000.
- HSUE, B.J.; MILLER, F.; SU, F.C.; HENLEY, J; CHURCH, C. Gait timing event determination using kinematic data for the toe walking children with cerebral palsy. **Journal of Biomechanics**. v.40, n.2, p.529. 2007.

JASIEWICZ, J.M.; ALLUM, J.H.J.; MIDDLETON, J.W.; BARRISKILL, A.; CONDIE, P.; PURCELL, B.; LI, R.C.T. Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals. **Gait and Posture**. v.24, n.4, p.502-509. 2006.

O'CONNOR, C.M.; THORPE, S.K.; O'MALLEY, M.J.; VAUGHAN, C.L. Automatic detection of gait events using kinematic data. **Gait and Posture**. v.25, n.3, p.469-474. 2006.

REBEL, M.F.; RODRIGUES, R.F.; ARAÚJO, A.P.Q.C.; CORRÊA, C.L. Prognóstico motor e perspectivas atuais na paralisia cerebral. **Revista Brasileira Crescimento e Desenvolvimento Humano**. v.20, n.2, p.342-350. 2010.

ROSE, G.E.; LIGHTBODY, K.A.; FERGUSON, R.G.; WALSH, J.C.; ROBB, J.E.; Natural History of flexed knee gait in diplegic cerebral palsy evaluated by gait analyses in children who have not had surgery. **Gait and Posture**. v.31, n.3, p.351-354. 2010.

ROSEMBAUM, P.; PANETH, N.; LEVITON, A.; GOLDSTEIN, M.; BAX, M.; DAMIANO, D.A.; *et al.* Report: The definition and classification of cerebral palsy April 2006. **Developmental Medicine & Child Neurology**. s.109, p.8-14, 2007.

SALAZAR-TORRES, J.D.J. Validity of an automated gait event detection algorithm in children with cerebral palsy and non-impaired children. **Gait and Posture**. v.24, p.130-131, 2006.

SIMONEAU, G.G. Cinesiologia da Marcha. In: NEUMANN, D.A. (Org.) **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para reabilitação**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

STANHOPE, S.J.; KEPPLER, T.M.; McGUIRE, D.A.; ROMAN, N.L. Kinematic-based technique for event time determination during gait. **Medical and Biological Engineering and Computing**. v.28, n.4, p.355-360. 1990.

ZENI JR., J.A.; RICHARDS, J.G.; HIGGINSON, J.S. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. **Gait and Posture**. v.27, n. 4, p.710-714. 2008.

ANEXOS

Anexo I



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP**

Projeto: CAAE - 28455914.8.0000.5149

**Interessado(a): Profa. Marisa Cotta Mancini
Departamento de Terapia Ocupacional
EEFFTO- UFMG**

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 30 de abril de 2014, o projeto de pesquisa intitulado "**Efeito da estimulação elétrica funcional na mobilidade de crianças com hemiplegia espástica**" bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.



**Profa. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG**