

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE TECNOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

VANDRESSA VARGAS LINDEMANN

**ANÁLISE DA ESTRATÉGIA DE MARCHA EM CRIANÇAS, ADULTOS JOVENS E IDOSAS  
ATRAVÉS DAS FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO**

Porto Alegre  
2020

PÓS-GRADUAÇÃO - *STRICTO SENSU*



Pontifícia Universidade Católica  
do Rio Grande do Sul

VANDRESSA VARGAS LINDEMANN

**ANÁLISE DA ESTRATÉGIA DE MARCHA EM CRIANÇAS, ADULTOS JOVENS E  
IDOSAS ATRAVÉS DAS FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como requisito para obter o título de mestre em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Sinais, Sistemas e Tecnologia da Informação. Linha de Pesquisa: Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Rafael Reimann Baptista

Porto Alegre

2020

## Ficha Catalográfica

L743a Lindemann, Vandressa Vargas

Análise da estratégia de marcha em crianças, adultos jovens e idosas através das forças de reação do solo / Vandressa Vargas Lindemann. – 2020.

66 p.

Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, PUCRS.

Orientador: Prof. Dr. Rafael Reimann Baptista.

1. Análise da marcha. 2. Ciclo da vida. 3. Biomecânica. 4. Forças de Reação do Solo. I. Baptista, Rafael Reimann. II. Título.

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente gostaria de agradecer imensamente ao meu orientador Dr. Rafael Baptista por ter me oportunizado a chance de realizar esse mestrado, foi um grande desafio ser da área da saúde e estudar essa área incrível que é a Engenharia, mas em todos os momentos fui muito bem conduzida por ele, sempre estando ao meu lado, me apoiando e incentivando a não me deixar cair quando em alguns momentos o desânimo soube prevalecer. Obrigada por ser esse grande mestre, exemplo de pessoa e profissional que tanto admiro e respeito.

Durante esses dois anos esbarrei em muitos obstáculos que foram desafiadores conduzir junto ao mestrado, mas com isso eu pude ver o quão forte e guerreira sou, graças ao mestrado eu amadureci e aprendi a ter paciência, calma e aprender a lidar com as adversidades da melhor forma possível, por isso meu eterno agradecimento à HP por ter me proporcionado essa bolsa.

Agradeço muito aos meus pais (incluindo minha dinda e meu dindo), além do meu namorado, que sempre estiveram do meu lado me dando todo amor, carinho e força para seguir com a cabeça erguida, me encorajando sempre a me manter firme nesse objetivo.

Agradeço aos meus amigos e amigas, mas em especial à Thaís Jacovas, por todo apoio, carinho e dedicação. Obrigada por ser essa pessoa de luz que está sempre disposta a manter seus amigos de pé, gratidão eterna por tudo que tu fizeste e fazes por mim.

## RESUMO

A análise clínica da marcha é essencial para medir e interpretar os parâmetros biomecânicos relacionados à locomoção. Essa avaliação durante o ciclo da vida é uma ferramenta importante para conhecer os processos normais de marcha, a fim de auxiliar os profissionais de saúde no diagnóstico de processos patológicos decorrentes do envelhecimento e na escolha das intervenções mais adequadas controlar suas alterações. O objetivo deste estudo foi comparar as forças de reação do solo e seus parâmetros derivados – verticais e anteroposteriores – durante a caminhada, nas diferentes fases da vida. Os participantes foram selecionados por amostragem intencional, compondo três grupos: crianças, jovens adultos e idosos. Os testes consistiram em cinco repetições de caminhada habitual ao longo de uma passarela de 6,0 m contendo 8 plataformas de força. As plataformas captaram as forças de reação do solo em 1000 Hz e os dados de ambos os membros inferiores foram registrados. Os resultados foram compilados em quatro artigos originais, apresentados neste estudo, e corroboram em grande parte os achados da literatura a respeito da maturação da marcha, durante o crescimento, e suas limitações, em função do envelhecimento. Os principais achados do estudo confirmam que algumas alterações da marcha, presentes na idade avançada, acontecem de maneira mais lenta e gradual ao longo da vida, enquanto outras aparecem com o envelhecimento, como estratégias compensatórias para aumentar a estabilidade e melhorar o equilíbrio.

**Palavras-chave:** Análise da marcha. Ciclo da vida. Biomecânica. Forças de reação do solo.

## ABSTRACT

Clinical gait analysis is essential to measure and interpret biomechanical parameters related to locomotion. The assessment during the life cycle is an important tool to understand the normal gait processes, to assist health professionals in diagnosing pathological processes resulting from aging and in choosing the most appropriate interventions to control age related changes. The aim of this study was to compare the ground reaction forces and its derived parameters – vertical and anteroposterior – during the walk, in different life phases. Participants were selected by intentional sampling, comprising three groups: children, young adults, and elderly women. The tests consisted of five repetitions of usual walking along a 6.0 m walkway containing 8 force platforms. The platforms captured ground reaction forces at 1000 Hz and data were recorded from both feet. The results were compiled into four original articles, presented in this study, and largely corroborate the findings of the literature regarding the maturation of gait during growth, and its limitations, due to aging. The main findings of the study confirm that some changes in gait, present in old age, happen more slowly and gradually throughout life, while others appear with the event of aging, as compensatory strategies to increase stability and improve balance.

**Keywords:** Gait analysis. Life cycle. Biomechanics. Ground reaction forces.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ciclo da marcha. ....	14
Figura 2 – Componentes da força de reação do solo. ....	20
Figura 3 – Fase de apoio da marcha e curvas das FRS. ....	21
Figura 4 – Plataforma de força. ....	22
Figura 5 – Curvas de força, verticais e anteroposteriores, em crianças, adultos jovens e idosas. ....	60

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Comparação dos parâmetros verticais entre os grupos.....	56
Tabela 2 – Comparação dos parâmetros anteroposteriores entre os grupos.....	57
Tabela 3 – Avaliação do Tamanho do Efeito Padronizado (TEP) entre os grupos para os parâmetros verticais. ....	59
Tabela 4 – Avaliação do Tamanho do Efeito Padronizado (TEP) entre os grupos para os parâmetros anteroposteriores. ....	59



## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>11</b>
1.1 Objetivo geral.....	13
1.2 Objetivos específicos .....	13
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>14</b>
2.1 Biomecânica da Marcha em Adultos .....	14
2.2 Biomecânica da Marcha em Crianças .....	16
2.3 Biomecânica da Marcha em Idosos.....	18
2.4 Forças de Reação do Solo .....	20
2.4.1 Plataforma de força .....	22
<b>3 METODOLOGIA</b> .....	<b>23</b>
3.1 Amostra .....	23
3.2 Plataforma de força e aquisição das FRS .....	23
3.3 Processamento dos dados .....	24
3.4 Análise Estatística .....	24
<b>4 ARTIGOS ORIGINAIS</b> .....	<b>25</b>
4.1 Artigo 1 – Ground Reaction Forces Indicate Older Women and Children Have Different Gait Strategy.....	26
4.2 Artigo 2 – Gait Speed, Cadence and Vertical Ground Reaction Forces in Children .....	36
4.3 Artigo 3 – Anterior-Posterior Ground Reaction Forces During Gait in Children and Elderly Women .....	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
4.4 Artigo 4 – Gait Ground Reaction Forces Exhibit Distinct Patterns Through the Life Cycle Phases .....	44
<b>5 DISCUSSÃO</b> .....	<b>54</b>
<b>6. CONCLUSÃO</b> .....	<b>62</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>63</b>



## 1 INTRODUÇÃO

A marcha é um dos principais determinantes da autonomia e da qualidade de vida dos indivíduos. Em fisioterapia, a análise da marcha humana pode ser utilizada para identificar alterações osteomusculares e neurológicas, uma vez que a função da caminhada é frequentemente prejudicada por uma variedade de condições ou doenças. Osteoartrite, esclerose múltipla, acidente vascular cerebral, demência e limitações por lesões temporárias, ou mesmo amputação de membros inferiores, são exemplos dessas situações (PERRY et al., 2005).

Devido à importância da marcha para a independência dos pacientes, a caminhada recebe considerável atenção no período de reabilitação e melhorar sua função é um objetivo comum declarado pelos pacientes. O desenvolvimento e a aplicação de testes, bem como intervenções fisioterapêuticas na marcha são muito importantes nesse aspecto, mas o progresso e os resultados em potencial dependerão de avaliações mais sensíveis e objetivas desse processo (PATTERSON et al., 2011).

O ato de caminhar consiste em uma série de movimentos cíclicos e coordenados, na qual cada ciclo começa a partir do contato do pé com o solo, marcando o início da fase de apoio, passando pela fase de balanço e terminando quando o mesmo pé que iniciou o ciclo entra novamente em contato com o solo (VAUGHAN, DAVIS e O'CONNOR, 1992). Cada fase tem subfases e especificidades, e conhecê-las é essencial na avaliação do movimento.

A análise da marcha se utiliza de diversas técnicas de pesquisa, como a cinemática (BRANCO, SANTOS-ROCHA, AGUIAR, VIEIRA e VELOSO, 2013), a cinética (LEE et al., 2013), a eletromiografia (WENTINK, PRINSEN, RIETMAN e VELTINK, 2013) e ainda outras que empregam dispositivos como acelerômetros e giroscópios (PAQUET, AUVINET, CHALEIL e BARREY, 2003; TAO, LIU, ZHENG e FENG, 2012, HITZ et al., 2018). Combinações de diferentes métodos também podem ser utilizadas para a obtenção de outros dados; quando, por exemplo, as análises cinemática e cinética são combinadas, a dinâmica inversa pode ser usada para aquisição de variáveis, como momentos resultantes de forças ou potências (GROSS et al., 2014).

Entretanto, técnicas como a cinemática e as medições por eletromiografia (EMG) requerem um processo demorado de fixação de marcadores e eletrodos no corpo da pessoa a ser avaliada. Essa demanda torna tais procedimentos demorados e pouco aplicáveis na prática clínica (PERRY et al., 2005). Por outro lado, a avaliação das forças de reação do solo (FRS) permite a inspeção visual imediata dos ensaios, além de ser um método relativamente simples que obtém as magnitudes das forças de reação impostas ao corpo humano durante o ciclo da marcha. A rapidez e a relativa simplicidade dessa metodologia na obtenção dos dados possibilitam a sua aplicação nos contextos clínico e de pesquisa (MUNDERMANN et al., 2006).

Diversas variáveis podem ser calculadas a partir das curvas geradas pela análise das FRS (VAVERKA et al., 2015). Exemplos dessas variáveis são as taxas de carga e descarga nas fases inicial e final do contato do pé no chão, o tempo desde o contato inicial até o primeiro pico e o tempo desde o segundo pico máximo até a convergência da curva vertical (VANICEK et al., 2009).

Uma parte bastante relevante da análise das FRS é o cálculo das forças nas subfases individuais da fase de apoio da marcha, uma vez que fornecem uma compreensão abrangente de como essas forças atuam no corpo, movendo-se através do pé de apoio e resultando no movimento durante a caminhada (VAVERKA et al., 2015). Os cálculos desses impulsos foram empregados com sucesso na avaliação de padrões normais e patológicos da marcha em crianças saudáveis (VAN HAMME et al., 2015), idosos saudáveis (LARISH et al., 1988), crianças com deformidade de pé chato (KIM et al., 2017), crianças surdas (JAFARNEZHADGERO et al., 2017), crianças obesas (STRUTZENBERGER et al., 2011), crianças com transtornos do espectro do autismo (HASAN et al., 2017), idosos com marcha neuropática (SACCO et al., 2010) e idosos com doença de Parkinson (ALAM et al., 2017; MARTÍNEZ et al., 2018).

No entanto, poucos estudos têm focado na natureza e na extensão das diferenças na marcha normal em crianças, jovens adultos e idosos. Além disso, não há um consenso sobre as variações que podem ocorrer durante a fase de apoio em relação à produção de força nessas três populações. Isto posto, a análise comparativa da marcha em crianças, jovens adultos e idosos torna-se essencial para que se possa avaliar as diferenças das FRS entre os grupos e o quanto esses achados podem influenciar em alterações no processo da marcha ao longo da vida.

## **1.1 Objetivo geral**

Este estudo tem como objetivo comparar as forças de reação do solo durante a marcha, em seus parâmetros verticais e anteroposteriores, entre crianças, adultos jovens e idosos.

## **1.2 Objetivos específicos**

Comparar o primeiro, segundo, terceiro pico de força vertical durante a marcha além do pico de frenagem anteroposterior e pico de propulsão anteroposterior, e o tempo para alcançá-lo, entre crianças, adultos jovens e idosos.

Comparar o impulso gerado nas fases de resposta à carga e apoio médio e a duração da fase de frenagem nos três grupos.

Comparar o impulso gerado nas fases de apoio terminal e pré-balanço nos três grupos.

Comparar a duração total da fase de apoio da marcha em crianças, adultos jovens e idosos.

Comparar a duração da fase propulsiva nos três grupos.

Comparar a velocidade de marcha autosselecionada em crianças, adultos jovens e idosos.

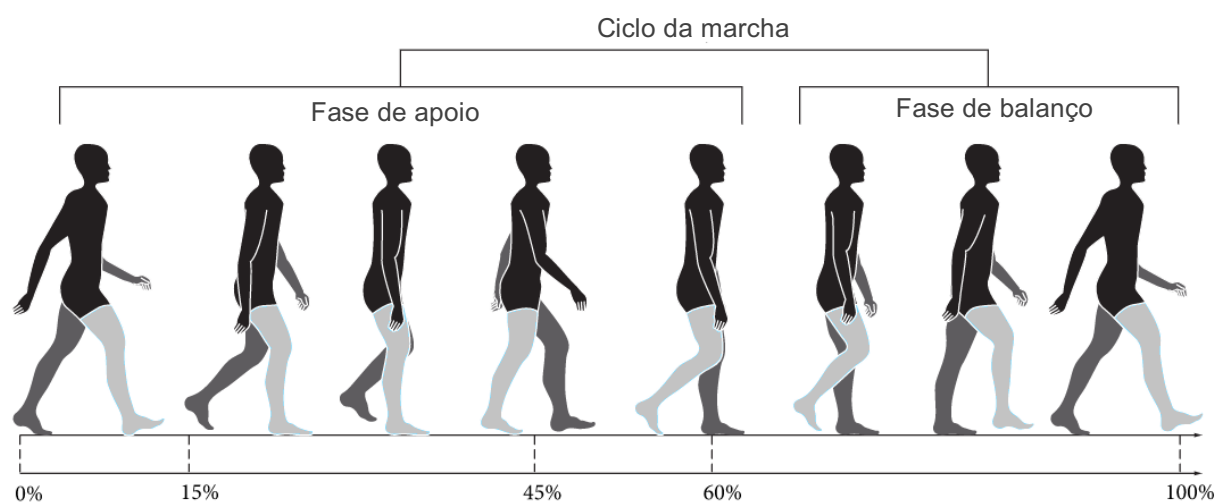
## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A análise da marcha é usada como forma de quantificar a função física, a qualidade de vida e o estado de saúde, uma vez que a caminhada é uma das atividades físicas mais realizadas no cotidiano, durante todas as etapas da vida do ser humano (Beijersbergen et al., 2017). Para que ocorra de forma adequada, é necessário que haja maturação do sistema nervoso central, força muscular e estrutura óssea preservadas, controle motor e propriocepção. Assim, a marcha normal é o resultado da sincronia das funções dos sistemas nervoso e musculoesquelético (Roberts et al., 2017). Analisar sua evolução, assim como suas variações e particularidades, é essencial para compreender seu funcionamento em cada fase da vida.

### 2.1 Biomecânica da Marcha em Adultos

O ciclo da marcha se divide nas fases de apoio e balanço. A Figura 1 ilustra esse ciclo completo.

Figura 1 – Ciclo da marcha.



Da esquerda para a direita: fase de apoio (contato inicial, resposta à carga, apoio médio, apoio terminal e pré-balanço) e fase de balanço (balanço inicial, médio e final). Adaptado de: Abid et al., 2019.

A fase de apoio corresponde, aproximadamente, aos primeiros 60% do ciclo, e é iniciada a partir do contato do pé, geralmente através do calcanhar, com o solo. O

início do ciclo, ou ponto de 0%, é referido, portanto, como o momento de contato do calcanhar com o chão. Essa fase começa e termina com períodos de apoio duplo, intercalados por um período no qual apenas um pé fornece o apoio. Os 40% restantes do ciclo se referem à fase de balanço, que compreende o balanço inicial, o balanço médio e o balanço final. O ponto de 100%, ou a conclusão do ciclo da marcha, ocorre quando, após o balanço, o mesmo pé que iniciou o ciclo entra em contato com o solo mais uma vez.

Vários pesquisadores buscaram examinar diferenças relacionadas à idade na cinética desse movimento, mas o início dos padrões cinéticos adultos da marcha permanece controverso. Alguns estudos relataram tais padrões já aos 5 anos de idade (Ounpuu et al., 1991), enquanto outros afirmam seu aparecimento por volta dos 7 anos (Chester et al., 2006; Cupp et al., 1999; Ganley e Powers, 2005) ou ainda após a primeira década de vida (Oeffinger et al., 1997).

Esses resultados controversos podem ser parcialmente atribuídos a diferenças nos métodos experimentais entre os estudos, a saber: (1) tamanho da amostra, (2) faixa etária da amostra, (3) se comparações entre idades foram realizadas, (4) procedimentos e (5) técnicas de processamento de dados. Os métodos estatísticos usados para examinar as diferenças nos dados da marcha pediátrica e adulta também podem contribuir para os resultados variados na literatura (Caldas, 2017).

A análise dos dados da marcha é desafiadora devido à sua alta dimensionalidade, dependência temporal, alta variabilidade e natureza correlacionada (Chau, 2001). Como resultado, estudos que examinam diferenças relacionadas à idade nos dados da marcha usaram tipicamente técnicas de parametrização (Andriacchi e Alexander, 2000). Essas técnicas extraem valores instantâneos de amplitude das curvas da marcha, no entanto, o padrão de movimento é ignorado (Baker, 2007).

Embora os parâmetros selecionados possam ser de fácil identificação nas curvas normais da marcha, pode ser difícil identificá-los nas curvas aplicadas à clínica. Para mensurar esses dados é importante saber que a caminhada é o resultado de uma série de movimentos cíclicos, influenciada por forças externas.

Nesse contexto, se faz importante detalhar brevemente os acontecimentos de cada etapa da fase de apoio, onde surgem as forças de reação do solo que serão

aprofundadas neste estudo. O contato inicial, quando o toque do calcâneo ao solo dá início ao ciclo da marcha, tem por objetivo proporcionar o primeiro mecanismo de rolamento e a recepção adequada de carga. O peso do corpo que estava todo no membro contralateral começa a ser transferido para o membro que inicia o ciclo.

A seguir, no estágio de resposta à carga, ocorrem importantes adaptações com o propósito de amortecer o impacto e receber de maneira adequada a força peso, que será transferida para o membro na fase de apoio. Neste momento, a força de reação do solo fica localizada posteriormente ao centro articular do tornozelo (Lippert, 2011; Houhani et al., 2011).

No final da resposta à carga, a força de reação do solo desloca-se anteriormente ao tornozelo, com a intenção de gerar um momento externo dorsiflexor (Kirtley, 2006). Tal deslocamento marca o evento do apoio médio, que tem como objetivo principal promover o avanço do corpo sobre o pé estacionário ao solo. Por último, durante a etapa de apoio terminal, a força de reação do solo se mantém anterior à articulação, produzindo, enfim, o momento externo dorsiflexor. Assim como no apoio médio, apenas um membro tem contato com o solo no decorrer dessa fase.

## **2.2 Biomecânica da Marcha em Crianças**

No início da vida, a criança precisa de 11 a 15 meses para aprender a ficar de pé e conseguir caminhar. Uma vez de pé, a criança refina sua marcha para que se aproxime visualmente do padrão de caminhar de uma pessoa adulta, o que acontece por volta do quarto ano de vida (Chester et al., 2006). As características da caminhada tornam-se constantes e semelhantes ao padrão dos adultos entre os 7 e 8 anos de idade (Chauvel et al., 2017), mas o indivíduo ainda continuará aperfeiçoando sua marcha ao longo da vida (Chester et al., 2006).

Caminhar na idade adulta é uma habilidade motora bem praticada, que geralmente é considerada uma tarefa automática. Estudos realizados em crianças saudáveis indicaram que a caminhada, adquirida por volta de um ano de idade, melhora rapidamente nos primeiros anos e depois mais lentamente até a idade adulta (Brenière e Bril, 1998). Após algumas semanas de caminhada, alterações que auxiliam na melhora do desempenho da marcha podem ser observadas, como a redução da rotação pélvica devido ao desenvolvimento dos músculos, por exemplo.



No geral, os resultados mostram uma melhora nos parâmetros da marcha durante a infância, com um aumento expressivo da velocidade (60-110 cm/s) e do comprimento da passada (40-90 cm) entre 1 e 7 anos.

Luigi et al., (2017) mostraram diferenças relacionadas à idade nos parâmetros cinéticos da marcha em crianças de 3 a 13 anos, usando a análise de componentes principais. Um aspecto interessante foi a comparação dos resultados da análise da forma de onda com os resultados publicados anteriormente das técnicas de parametrização aplicadas ao mesmo banco de dados normativos (Chester et al., 2006). Foram encontradas diferenças significativas nos componentes principais do momento sagital dos tornozelos, dos joelhos e do quadril. No grupo de crianças mais próximas da adolescência, de 9 a 13 anos, ocorreram padrões significativamente maiores do momento flexor do tornozelo, em comparação com as faixas etárias anteriores. Resultados semelhantes também foram encontrados por outros pesquisadores (Cupp et al., 1999; Ganley e Powers, 2005; Oeffinger et al., 1997).

Em um estudo longitudinal, foi verificada a existência de duas fases no desenvolvimento da marcha (Brenière e Bril, 1998). Primeiramente há o aprendizado postural, que dura de 3 a 6 meses após o início da caminhada; já a segunda fase apresenta uma duração de vários anos, para que a criança possa refinar e aperfeiçoar o padrão da marcha e desenvolver ajustes posturais, que necessitam de pelo menos 8 anos de experiência da caminhada.

Outro ponto muito importante a se considerar na marcha de crianças é o controle de forças externas, como as forças da gravidade, que são impostas às forças internas do corpo, principalmente à estrutura do quadril, que estabiliza e equilibra as pernas durante as fases de apoio da marcha (Perry et al., 2005). Segundo McKinnon e Winter (1993), os músculos do quadril são extremamente importantes para equilibrar a parte superior do corpo e estabilizar o sistema locomotor, gerando controle postural entre cabeça, braços e tronco. Desta forma, o quadril é uma articulação fundamental ao equilíbrio durante a marcha, assim como a capacidade de força dos músculos das pernas para absorver as forças de reação do solo.

Através de análises cinemáticas, Sutherland (1997) concluiu que crianças de 3 anos já apresentavam um padrão de marcha madura, porém Beck et al. (1981), já haviam verificado, através da plataforma de força, que os padrões maduros da marcha em crianças eram atingidos após os 5 anos de idade. Assim sendo, podemos

compreender que o desenvolvimento da marcha nas crianças é amplamente multidimensional, considerando diferentes padrões locomotores ou posturais, e sua análise deve ser realizada de modo a contemplar a maior quantidade possível de variáveis envolvidas.

Portanto, para que se possa ter uma análise mais detalhada sobre o comportamento da marcha em crianças, devemos lançar mão de recursos tecnológicos, visando à obtenção de uma avaliação mais fidedigna, sendo a análise das FRS por meio de plataformas de força um desses recursos. (Luigi et al., 2017).

### **2.3 Biomecânica da Marcha em Idosos**

Com o gradual envelhecimento da população, identificar as alterações no desempenho da marcha decorrentes do avanço da idade é uma forma de garantir a autonomia do indivíduo idoso, como também de prevenir acidentes comuns nessa faixa etária. Variações no desempenho da marcha correlacionam-se com risco de queda, comprometimento cognitivo ou até mesmo aumento da mortalidade (Maiki, 1997; Hausdorff et al., 2001).

A capacidade de caminhar com segurança e eficiência é extremamente importante para manter a independência com a idade avançada, no entanto, o envelhecimento está associado a alterações nos sistemas nervoso, central e periférico, e musculoesquelético (Goodpaster et al., 2006; Anderson e Madigan, 2013; Rutherford et al., 2017; Behrens et al., 2018). Nessa fase da vida, é possível identificar perdas na força muscular e no controle proprioceptivo (Baptista e Vaz, 2009). Essas alterações relacionadas à idade podem influenciar o desempenho da marcha e aumentar o risco de queda.

Algumas estratégias compensatórias, como arrastar os pés e diminuir o comprimento do passo, são utilizadas para aumentar a estabilidade e evitar quedas (Muehlbauer et al., 2018). Com o passar dos anos, caminhar acaba se tornando um desafio cada vez maior, devido à diminuição de força muscular, do equilíbrio ou do surgimento/agravamento de alguma doença, que acaba gerando a necessidade de usar uma bengala ou andador para conseguir deambular de uma forma mais segura (Perry et al., 2005).

A população idosa tende, portanto, a desenvolver uma marcha mais cautelosa, comumente caracterizada por uma redução, tanto na velocidade de caminhada, quanto no comprimento da passada. A velocidade, que permanece estável até os 70 anos, diminui cerca de 15% por década na marcha normal e 20% por década na caminhada mais rápida (Perry, 1992). Além disso, a velocidade da marcha é um poderoso preditor de mortalidade, comparável ao número de doenças crônicas ou de hospitalizações em um idoso. Idosos que aos 75 anos caminham mais lentamente, morrem 6 anos antes dos idosos que caminham em velocidade normal e 10 anos mais cedo do que os caminhantes de velocidade rápida (Judge, 1993).

Já o comprimento do passo em idosos se torna reduzido devido à fraqueza dos músculos do tríceps sural (gastrocnêmio e sóleo), que impulsionam o corpo para a frente. De acordo com Dingwell et al. (2000), idosos implementam as mesmas estratégias de controle do passo que adultos mais jovens. No entanto, parecem compensar a diminuição da potência do tríceps sural utilizando os músculos flexores e extensores do quadril mais do que os jovens adultos (Judge, 1993; Boyer, 2017).

As diferenças relacionadas à idade podem ser provocadas pela perda de força e amplitude de movimento dos membros inferiores, mas também por alterações no equilíbrio (Maiki, 1997). Essas diferenças no equilíbrio podem resultar de uma instabilidade postural relacionada à idade avançada ou de um declínio no controle motor central.

Os conhecimentos sobre a influência do envelhecimento e dos processos de doença na cinética da marcha são limitados. Alguns estudos, como o de Maiki (1997), tentaram descrever as diferenças relacionadas à idade e os comprometimentos no padrão da marcha. Eles falharam, entretanto, em identificar a natureza e a extensão das diferenças ou prejuízos na marcha que deveriam ser esperados, como um processo concomitante normal do envelhecimento, e que resultam de condições patológicas que afetam o sistema motor envelhecido.

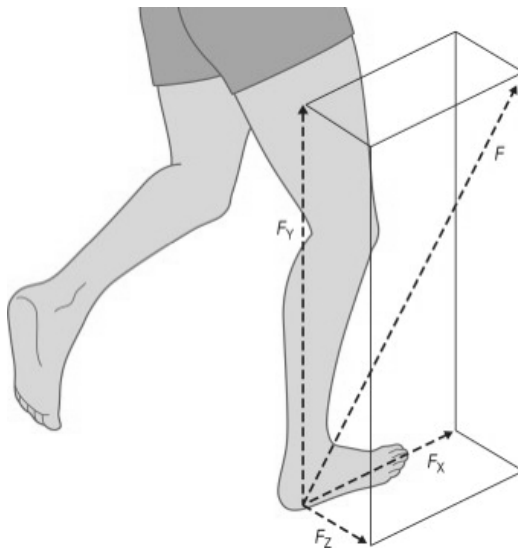
Mais recentemente, medidas de variabilidade da marcha têm sido utilizadas para analisar essas mudanças, pois apresentam maior sensibilidade na quantificação de alterações relacionadas à idade no controle motor da marcha (Behrens et al., 2018).

## 2.4 Forças de Reação do Solo

De acordo com a Terceira Lei de Newton, quando um corpo exerce uma força (ação) sobre outro, este exerce, simultaneamente, uma força de igual magnitude e sentido oposto (reação) sobre o primeiro. Baseada nessa lei, a biomecânica considera a FRS como a força que ocorre através do contato do pé com o solo, em que a direção e a magnitude equivalem ao movimento do centro de massa do corpo (Meglan e Todd, 1994).

O conceito de força de reação do solo parece simples, porém, quando analisamos a FRS durante o ciclo da marcha, fazemos uma análise dinâmica da força em resposta ao movimento do pé sobre o solo. Nesse caso, a FRS é decomposta em três componentes – vertical ( $F_z$ ), horizontal médio lateral ( $F_x$ ) e horizontal anteroposterior ( $F_y$ ) – conforme mostra a Figura 2.

Figura 2 – Componentes da força de reação do solo.

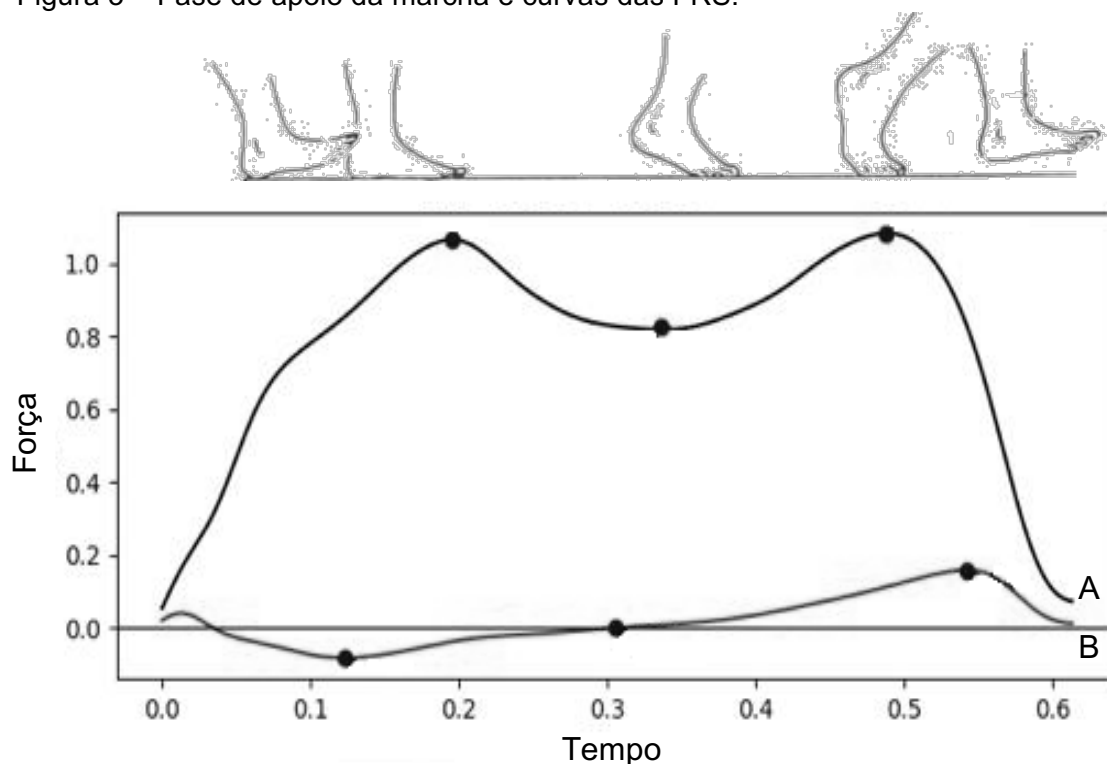


Durante a caminhada os dois pés estão em contato com o solo, simultaneamente, cerca de um quarto do tempo, quando os efeitos sobre o centro de massa (ou de gravidade) são decorrentes da somatória das forças de reação que atuam nos dois pés. Nos três quartos do tempo remanescente, somente um pé está em contato com o solo, e somente a força de reação naquele pé é quem influencia o movimento do centro de massa do corpo (Perry et al., 2005; Chockalingam et al., 2016).

As variáveis temporais e cinéticas obtidas a partir da análise das FRS são numerosas e sua seleção depende das necessidades do pesquisador. Racic, Pavic e Brownjohn (2009) listaram muitas variáveis temporais e de força. O componente vertical geralmente recebe muita atenção, pois é a força com a maior magnitude que atua sobre o corpo. As variáveis mais frequentemente avaliadas são as magnitudes de força em picos individuais da curva força-tempo do componente vertical e os picos de força do componente anteroposterior nas fases de frenagem e propulsão (Fortin et al., 2008; Vanicek et al., 2009). A análise de variáveis temporais e de força na direção médio lateral é usada com menos frequência devido à sua alta variabilidade (Fortin et al., 2008; Svoboda et al., 2012).

A Figura 3 mostra um modelo das curvas de força em função do tempo (percentual do ciclo da marcha), geradas a partir dos componentes vertical e anteroposterior das FRS, e sua relação com as etapas da fase de apoio da marcha.

Figura 3 – Fase de apoio da marcha e curvas das FRS.

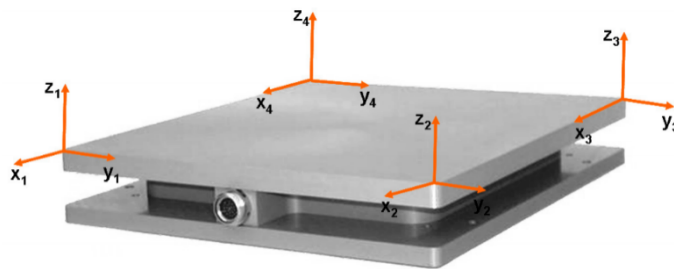


Na parte superior da imagem, a representação das etapas da fase de apoio da marcha, Na parte inferior, a curva A representa os parâmetros verticais e a curva B, os parâmetros anteroposteriores das FRS.

### 2.4.1 Plataforma de força

A plataforma de força é um dos instrumentos mais comumente utilizados para análise cinética da marcha. A plataforma consiste em duas superfícies rígidas, sendo uma superior e outra inferior, interligadas por sensores de força. O modo mais utilizado de posicionamento dos sensores é retangular, nos quatro cantos da plataforma. A fim de minimizar os erros, o ideal é que a plataforma seja colocada no chão, de modo que a superfície superior esteja nivelada com o solo, e que se consiga andar de forma mais natural possível sobre ela. A FRS é traduzida em um sinal elétrico proporcional à força aplicada. Essa força é dividida nas suas componentes ortogonais, identificando as forças aplicadas no eixo X, Y e Z. A partir das componentes da FRS e das componentes do momento de força, é possível obter o centro de pressão (CP) durante o movimento humano.

Figura 4 – Plataforma de força.



Plataforma de força retangular, com duas superfícies paralelas. Nos quatro cantos, sensores captam a representação dos componentes ortogonais das FRS. (Barela e Duarte, 2011).

Além da plataforma de força, há um computador que contém o software gerenciador da aquisição dos dados na plataforma, além de outros componentes fundamentais para a recepção do sinal. O conversor A/D converte o sinal analógico (sinal contínuo no tempo) da plataforma de força para sinal digital (sinal discreto, definido apenas em certos intervalos de tempo) para que possa ser processado pelo computador.

Portanto, a aquisição de dados utilizando plataforma de força é bem mais simples e rápida em comparação à eletromiografia ou filmagens. Durante o momento que se pisa sobre a plataforma de força, a força aplicada sobre ela é detectada pelos sensores e os sinais são registrados diretamente no computador.

### **3 METODOLOGIA**

Esta seção apresenta a metodologia geral do presente estudo. As particularidades nos métodos para cada análise estão aprofundadas nos artigos originais.

#### **3.1 Amostra**

Os grupos de participantes, representando três faixas etárias – crianças, jovens adultos e idosas – foram selecionados em um processo de amostragem não probabilística, do tipo intencional, e recrutados por abordagem direta. Os critérios de exclusão estabelecidos, visando a aplicabilidade do teste, foram: história pregressa de lesões ou alterações neuromusculoesqueléticas incapacitantes e indivíduos submetidos à cirurgia ortopédica ou neurológica nos últimos dois anos. Dentre as crianças, nenhuma apresentava atraso de desenvolvimento conhecido. A aprovação do projeto foi obtida junto ao Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS (CAAE: 26483719.7.0000.5336) e os participantes forneceram consentimento informado por escrito para participar do estudo. No caso das crianças foi aplicado também um Termo de Assentimento.

#### **3.2 Plataforma de força e aquisição das FRS**

Cada participante foi orientado a caminhar por uma passarela com 6 metros de comprimento, por 1,4 metro de largura, contendo oito plataformas de força embutidas (BTS P-6000, Milão, Itália). As plataformas de força ficam no centro da passarela para permitir que as etapas iniciais e finais não sejam registradas. O protocolo foi elaborado com o propósito de permitir que a marcha fosse realizada da maneira mais natural possível.

Foram realizadas cinco repetições, na velocidade escolhida pelo participante e utilizando calçado habitual. O início de cada tentativa foi marcado por uma pista verbal; nos testes com crianças, um responsável permaneceu no final da passarela, incentivando a cooperação; nas idosas, a coleta de dados foi auxiliada por pelo menos dois outros pesquisadores, a fim de garantir a segurança das participantes.

A taxa de amostragem utilizada para aquisição das FRS foi de 1000 Hz (BTS P-6000, Milão, Itália). Os dados médios de todas as etapas, em ambos os lados, foram calculados e empregados para a análise dos dados. As etapas foram identificadas automaticamente pelo software das placas de força. Após a exportação dos dados da FRS nos eixos x, y e z para ambos os pés, com base no tempo de coleta, foi possível analisar a FRS relacionado ao peso corporal e à duração dos eventos referentes à fase de apoio.

### **3.3 Processamento dos dados**

Uma rotina foi desenvolvida no software Octave 4.4.1 e, posteriormente, aprimorada em Python. O algoritmo primeiro normalizou os dados por peso corporal e, em seguida, mediu os parâmetros de interesse. Foram eles: força vertical média (Fz), força anteroposterior média (Fy), pico de resposta à carga (F1), vale de apoio intermediário (F2) e pico de apoio terminal (F3). Em seguida, calculou a área sob a curva para medir o impulso de resposta à carga e apoio médio (I1), o impulso no apoio terminal e no pré-balanço (I2), bem como o impulso total da FRS vertical (I3). Após este processo, o algoritmo determinou os tempos relacionados aos eventos de força, tempo para F1 (T1), tempo para F2 (T2), tempo para F3 (T3) e tempo para fase de pico de frenagem (T4). Além das variáveis relacionadas ao componente vertical da FRS, a rotina calculou ainda as variáveis relacionadas ao componente anteroposterior, como pico de frenagem (F4), pico propulsivo (F5) e duração da fase de frenagem (T5).

### **3.4 Análise Estatística**

As variáveis quantitativas foram descritas por média e desvio padrão e comparadas entre os grupos pela Análise de Variância (ANOVA) complementada pelo teste de Tukey. A normalidade dos dados foi avaliada pelo teste de Shapiro-Wilk.

O efeito entre os grupos foi avaliado pelo tamanho do efeito padronizado (TEP). Conforme Motta e Wagner (2006), valores abaixo de 0,6 são considerados fracos, entre 0,6 e 1,2 de moderada força e acima de 1,2, forte efeito.

O nível de significância adotado foi de 5% ( $p < 0,05$ ) e as análises foram realizadas no programa SPSS versão 21.0.



#### **4 ARTIGOS ORIGINAIS**

Os três manuscritos apresentados a seguir detalham os resultados obtidos com o presente trabalho. Cada artigo apresenta uma breve introdução baseada na análise da literatura, com ênfase em seu foco específico, bem como a caracterização das amostras, as metodologias utilizadas e os resultados obtidos, confrontados na discussão com referências atualizadas sobre o tema e com resultados de outros trabalhos.

O artigo 1 foi publicado no “XII Simpósio de Engenharia Biomédica e IX Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas”. O artigo 2 e foi aceito para publicação no “XXVII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica” e será publicado pela editora Springer.

Quanto ao artigo 3, pretende-se submeter à revista *Gait & Posture*, da editora Elsevier, um veículo voltado à publicação de pesquisas acerca de todos os aspectos da locomoção e do equilíbrio. A formatação desta seção do trabalho atende, portanto, aos requisitos exigidos para submissão ou publicação pelas respectivas publicações.

## 4.1 Artigo 1 – Ground Reaction Forces Indicate Older Women and Children Have Different Gait Strategy

V.L. Vargas<sup>1</sup>, A.G. Aires<sup>1</sup>, G.S. Heidner<sup>2</sup>, M.F.Vieira<sup>3</sup> and R.R. Baptista<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Pontificia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, PUCRS, Porto Alegre, Brasil

<sup>2</sup> East Carolina University, ECU, Greenville, Carolina do Norte, EUA

<sup>3</sup> Bioengineering and Biomechanics Laboratory, Federal University of Goiás, Brazil

### GROUND REACTION FORCES INDICATE OLDER WOMEN AND CHILDREN HAVE DIFFERENT GAIT STRATEGY

**Abstract** — Kinematic and electromyographic analyses of gait require the attachment of markers and skin electrodes on the subjects, making them time-consuming procedures. The evaluation of force-time curves from ground reaction forces allows for immediate visual inspection of trials and is a relatively simple method that obtains the magnitudes of these forces imposed on the human body during the gait cycle. Twenty-five children and thirty-three elderly women performed five walking trials each, at a self-selected pace, while wearing sports footwear, on a 6.0 m long by a 1.4 m wide walkway with 8 embedded force platforms. Elderly women walked slower than children, with longer stance phase duration, increased step rate, and shorter stride length. Future efforts should focus on validating these results with kinematic data and should consider including a group of young adults for comparison.

**Keywords** — *aging, kinetics, biomechanics.*

#### I. INTRODUCTION

Kinematic analysis and electromyographic measurements of gait require the attachment of markers and surface electrodes on the subjects, making them time-consuming procedures. On the other hand, the evaluation of force-time curves from ground reaction forces (GRF) allows for immediate visual inspection of trials and is a relatively simple method that obtains the magnitudes of the reaction forces imposed on the human body during the gait cycle. Also, other variables can be calculated from the GRF curves, such as the impulses in the individual subphases of the gait stance phase [1]. These GRF components provide a comprehensive interpretation of how the

forces act on the body, moving across the supporting foot, and causing the movement during walking. They have been successfully used to evaluate normal and pathological gait patterns in healthy children [2], healthy older adults [3], children with flatfoot deformity [4], deaf children [5], obese children [6], children with autism spectrum disorders [7], older adults with neuropathic gait [8], and older adults with Parkinson's disease [9].

Currently, knowledge about the differences between children and older adults' gait is limited. Several studies have described age-related differences in gait kinetics and kinematics [3], [10–13]. However, they have not identified the nature and the extent of gait differences or impairments that should be expected as a natural process of aging, and which of them can be a result of pathological conditions affecting the aged motor system. Moreover, few of these studies have focused on the causes of impaired gait in the elderly [3], [12], [13] and most of the scientific publications can be characterized as attempts to describe age-related differences in temporal and kinematic walking parameters [13]. Specifically, in relation to force production in children and in older adults, there seems to be no consensus on the differences that may occur during the stance phase. Therefore, the purpose of this study was to compare the GRF during the gait and its derived parameters between children and older women.

## II. MATERIAL AND METHODS

### *A. Subjects*

Twenty-five children (age  $6.39 \pm 2$  years) and thirty-three elderly women (age  $70.48 \pm 6.66$  years) took part in this study. A non-probability sampling process of intentional type was performed, in which subjects were selected through a direct approach, excluding those individuals who presented a history of neuromusculoskeletal injuries and/or have been submitted to an orthopedic/neurological surgery in the last two years.

## B. Procedures

Each participant performed five trials following a verbal cue, at a self-selected pace, while wearing sports footwear, on a 6.0 m long by a 1.4 m wide walkway with 8 embedded force platforms (BTS Bioengineering). The subjects stepped with one foot on each force platform. In the trials in which they were unable to do so, data were discarded. The GRF sampling rate was of 1000 Hz. The signal was in-line low-pass filtered at 795Hz. This is a hardware filter that comes built-in the BTS force platforms. Data were exported in text format containing the triaxial forces (y: anterior-posterior; x: mediolateral; z: vertical). The mediolateral forces were not included in this study due to their greater variability and low reliability.

A routine was developed on the software Octave 4.4.1 to calculate the following parameters: mean vertical force ( $F_z$ ) and mean anterior-posterior force ( $F_y$ ). The algorithm first normalized the data by body weight and then measured the parameters of interest. It then measured the loading response peak ( $F_1$ ), midstance valley ( $F_2$ ), and terminal stance peak ( $F_3$ ). Then, it calculated the area under the curve to measure the impulse of loading response and midstance ( $I_1$ ), impulse of terminal stance and pre-swing ( $I_2$ ), as well as the total impulse of the vertical GRF ( $I_3$ ). After this process, the algorithm determined the times related to the force events, time to  $F_1$  ( $T_1$ ), time to  $F_2$  ( $T_2$ ), time to  $F_3$  ( $T_3$ ) and time to braking peak phase ( $T_4$ ). In addition to the variables related to the vertical component of GRF, the routine calculated the variables related to the anteroposterior component of GRF, such as braking peak ( $F_4$ ), propulsive peak ( $F_5$ ), duration of the braking phase ( $T_5$ ).

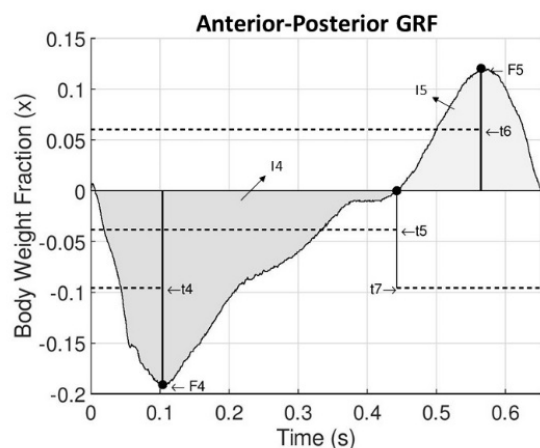
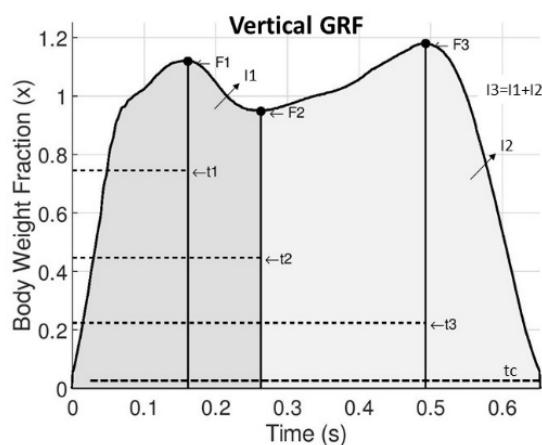


Fig 1. Vertical and Anterior-posterior (GRF) profiles, normalized by body weight during the stance phase. (Top) Fz (vertical): F1=loading response peak; t1=time to F1; F2= midstance valley; t2=time to F2; F3= terminal stance peak; t3=time to F3; tc=duration of stance phase; I1= impulse of load response and midstance; I2= impulse of terminal stance and preswing; I3=total impulse of the vertical GRF. (Bottom) Fy (anterior-posterior): F4=braking peak; t4=time to F4; F5=propulsive peak; t5= duration of braking phase; t6=time to F5; t7=time of propulsive phase; I4=braking impulse; I5=propulsive impulse.

Statistical analysis of the parameters was performed in SPSS v.21.0. Student's *t*-tests were used to compare gait parameters between children and older adults. Level of significance was set a priori at  $\alpha = 0.05$ . All tests were two-tailed. Cohen's *d* measurements of effect size are provided when appropriate.

### III. RESULTS

#### A. Statistics

Descriptive analyses showed that F1, F2, F3, F4, F5, I4, I5, I6, TC, T2, T3, T4, and T5 were not normally distributed. Normality was tested by dividing *Skewness/SE Skewness*, and *Kurtosis/SE Kurtosis*, with a critical z-value of 0.05. Mann-Whitney tests were used to confirm the level of significance in those cases. There were no changes in statistical significance for F1, F4, F5, TC, T1, T2, T3, T4, T5, I1, I2, (all  $p < 0.001$ ), and F2 ( $p = 0.002$ ). Antero-posterior impulses remained statistically nonsignificant, I4 ( $p = 0.245$ ), and I5 ( $p = 0.272$ ), while F3 ( $p = 0.036$ ), and I5 ( $p < 0.001$ ) mean differences were statistically significant.

#### B. Ground reaction forces: vertical parameters

The results for vertical GRF are summarized on Table 1. Elderly women had lower loading response peak (F1) when compared to children. However, midstance valley (F2) was greater in the elderly when compared to children. There were no differences in terminal peak stance (F3) between the elderly and children.

The total stance phase duration (TC) was greater in the elderly than in the children. Time to loading response (T1) was also greater in the elderly than in children. Likewise, time to midstance valley (T2) was greater in the elderly when compared to

children, and the time to terminal stance peak (T3) was also greater in the elderly compared to children.

The area under the curve showed that the impulse of loading response and midstance (I1) was greater in the elderly than in children. The impulse of terminal stance and pre-swing (I2) was greater in the elderly when compared to children. Consequently, the impulse of the vertical GRF (I3) was greater in the elderly than in children.

Table 1. Summary of GRF Vertical Parameters

<b>Par.</b>	<b>Gr.</b>	<b>M</b>	<b>SD</b>	<b>df</b>	<b>t</b>	<b>p</b>	<b>d</b>
<b>F1</b>	EW	0.982	0.091	29.49	-3.30	0.002	0.91
	C	1.146	0.234				
<b>F2</b>	EW	0.813	0.101	56	3.07	0.003	0.01
	C	0.717	0.135				
<b>F3</b>	EW	1.028	0.079	56	-1.57	0.122†	
	C	1.092	0.215				
<b>TC</b>	EW	0.730	0.079	56	10.93	<0.001	3.37
	C	0.516	0.064				
<b>T1</b>	EW	0.210	0.046	56	8.71	<0.001	2.82
	C	0.116	0.031				
<b>T2</b>	EW	0.360	0.065	56	7.74	<0.001	2.52
	C	0.247	0.036				
<b>T3</b>	EW	0.545	0.052	56	8.71	<0.001	3.09
	C	0.400	0.047				
<b>I1</b>	EW	0.264	0.034	56	4.89	<0.001	1.14
	C	0.210	0.048				
<b>I2</b>	EW	0.288	0.038	56	5.99	<0.001	1.69
	C	0.218	0.050				
<b>I3</b>	EW	0.059	0.059	56	6.13	<0.001	1.78
	C	0.092	0.092				

Note. Par. = Parameters; Gr. = Group; M = mean; SD = standard deviation; df = degrees of freedom; d = Cohen's d. † = Mann-Whitney significant.

### C. Ground reaction forces: antero-posterior parameters

The results for antero-posterior GRF are summarized on Table 2.

Table 2. Summary of GRF Antero-posterior Parameters

<b>Par.</b>	<b>Gr.</b>	<b>M</b>	<b>SD</b>	<b>df</b>	<b>t</b>	<b>p</b>	<b>d</b>
<b>F4</b>	EW	0.116	0.033	56	-4.63	<0.001	1.26
	C	0.179	0.068				
<b>F5</b>	EW	0.126	0.031	34.13	-3.69	0.001	1.21
	C	0.175	0.059				

<b>T4</b>	EW	0.123	0.025	30.90	-26.42	<0.001	8.66
	C	0.457	0.059				
<b>I4</b>	EW	0.021	0.004	56	0.63	0.525†	
	C	0.020	0.007				
<b>I5</b>	EW	0.020	0.004	56	0.70	0.775	
	C	0.020	0.007				

Note. Par. = Parameters; Gr. = Group; *M* = mean; *SD* = standard deviation; *df* = degrees of freedom; *d* = Cohen's *d*. † = Mann-Whitney significant.

Regarding the antero-posterior parameters of GRF, the braking peak (F4) was smaller in the elderly when compared to children. Similarly, the propulsive peak (F5) was smaller in the elderly when compared to children. Time to braking peak phase (T4) was smaller in the elderly when compared to children. There were no differences between groups in braking impulse (I4) and propulsive impulse (I5).

#### IV. DISCUSSION

Ground reaction forces are a valuable time-saving tool in the gait analysis. To the best of our knowledge, there was a paucity of data on the different kinetic parameters of normal gait in elderly women when compared to children. Overall, we have found that children and elderly women presented different vertical and anterior-posterior GRF parameters, time, and impulses during all phases of the gait, except for terminal peak vertical force, and anterior-posterior braking and propulsive impulses.

More specifically, regarding vertical GRF parameters, time and impulse, our results showed that elderly women had a lower loading phase (F1), greater midstance phase (F2), and a similar terminal peak stance (F3) forces when compared to children. In terms of time, the total stance duration (TC), loading response (T1), midstance (T2), and terminal stance peak (T3) were greater in elderly women than in children. Likewise, the loading response and midstance (I1), terminal stance and pre-swing (I2), and total impulse (I3) were greater in elderly women. Regarding the antero-posterior parameters, elderly women had a smaller braking peak force (F4), propulsive peak force (F5), and time to braking peak phase (T4). Elderly women and children did not differ in terms of braking (I4) and propulsive (I5) impulses.

In terms of vertical GRF, the loading response peak is positively correlated with walking speed and stride length [14]. Since elderly women had a lower loading response peak, it appears that they have taken shorter steps and/or walked with lower

speed. The elderly's relatively higher midstance valley also indicates that they have had higher loading during midstance, which is also associated with shorter stride length and lower walking speed. Wu *et al.* [15] have associated the lower midstance valley with the occurrence of gastrocnemius inflexibility, with postural rigidity being a common stabilization strategy in older adults [16]. The groups had no difference in terminal peak stance relative vertical force, which was unexpected. Generally, terminal peak stance magnitude is positively correlated with walking speed. Hence, we would expect that children would present a greater F3. It is possible that statistical significance supporting this hypothesis was not achieved due to the greater variability (*SD*) in children's F3. Nonetheless, the greater walking speed presented by children when compared to elderly women is supported by the higher braking and propulsive peaks in the antero-posterior directions. Lastly, the similar braking and propulsive impulses, coupled with the lower antero-posterior GRF in elderly and higher antero-posterior GRF in children, further supports the hypothesis the elderly spent more time in their whole stance phase (i.e., more time in contact with the ground), while taking shorter steps, and children spent less time in their stance phase (i.e., less time in contact with the ground), while taking shorter and faster steps.

An increase in total stance time in elderly subjects is a well-known phenomenon that has been hypothesized to occur due to a biomechanical strategy to increase time in contact with the ground, resulting in increased stability [17], [18]. It is associated with a decrease in step length and an increase in step frequency in elderly subjects [18], [19]. The decrease in step length requires an increase in step frequency in order to maintain the same walking speed. On the other hand, children tend to adopt an opposite strategy, by increasing stride length instead of step length [20] to attain their desired walking speed. These described strategies adopted by older adults and children support our results in terms of vertical stance timing. Regarding the anterior-posterior time parameters, our results indicate that elderly women had a shorter time to braking peak phase (T4), which is expected to happen when there is a decrease of swing time and an increase of stance time [21]. This is an outcome of the smaller acceleration epochs required to break the movement during loading phase and start the transition toward the midstance.

Elderly women showed greater vertical impulses overall. Since impulse is the amount of force applied over time, taking into consideration the lower loading response



peak (F1), greater midstance valley (F2), and similar terminal peak stance (F3) along with overall greater time during all vertical stages of the stance phase (T1, T2, T3), we can infer that the vertical impulses generated by elderly women are due to a greater time in the stance phase [14]. Conversely, children had a greater loading phase peak force (F1) and relatively shorter stance times, resulting in lower impulses, which is indicative of a longer step length and shorter step interval [14].

The results from this study should be interpreted with caution. Several assumptions about gait kinematics are inferred from GRF and supporting literature. Future efforts should focus on validating these inferences with kinematic data. Also, future studies should consider including a group of young adults comparing kinetics parameters walking at different speeds, to test the strategies adopted by each group (children, young adults and older adults) concerning gait spatiotemporal parameters (step length and step frequency).

## V. CONCLUSION

Significant differences in kinetic gait parameters were observed when comparing elderly women and children. Based on GRF, stance phase times, and impulses we have concluded that elderly women walked slower than children, with longer stance phase duration, increased step rate, and shorter stride length. These differences are likely the results of the opposite strategies adopted by each group.

## ACKNOWLEDGMENT

The authors would like to thank the undergraduate students Thalita Borges Souza and Thiago Borges Vilar for the data collection and tabulation. This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Finance Code 001.

## REFERENCES

- [1] F. Vaverka, M. Elfmark, Z. Svoboda, and M. Janura, "System of gait analysis based on ground reaction force assessment," *Acta Gymnica*, vol. 45, no. 4, pp. 187–193, Dec. 2015.

- [2] A. Van Hamme, A. El Habachi, W. Samson, R. Dumas, L. Chèze, and B. Dohin, "Gait parameters database for young children: The influences of age and walking speed," *Clin. Biomech.*, vol. 30, no. 6, pp. 572–577, Jul. 2015.
- [3] D. D. Larish, P. E. Martin, and M. Mungiole, "Characteristic Patterns of Gait in the Healthy Old," *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol. 515, no. 1 Central Deter, pp. 18–32, Jan. 1988.
- [4] H. Y. Kim, H. S. Shin, J. H. Ko, Y. H. Cha, J. H. Ahn, and J. Y. Hwang, "Gait analysis of symptomatic flatfoot in children: An observational study," *CiOS Clin. Orthop. Surg.*, vol. 9, no. 3, pp. 363–373, 2017.
- [5] A. A. Jafarnezhadgero, M. Majlesi, and E. Azadian, "Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children," *Gait Posture*, vol. 53, pp. 236–240, Mar. 2017.
- [6] G. Strutzenberger, A. Richter, M. Schneider, A. Mündermann, and H. Schwameder, "Effects of obesity on the biomechanics of stair-walking in children," *Gait Posture*, vol. 34, no. 1, pp. 119–125, May 2011.
- [7] C. Z. C. Hasan, R. Jailani, N. Md Tahir, and S. Ilias, "The analysis of three-dimensional ground reaction forces during gait in children with autism spectrum disorders," *Res. Dev. Disabil.*, vol. 66, pp. 55–63, Jul. 2017.
- [8] I. C. Sacco, P. M. Akashi, and E. M. Hennig, "A comparison of lower limb EMG and ground reaction forces between barefoot and shod gait in participants with diabetic neuropathic and healthy controls," *BMC Musculoskelet. Disord.*, vol. 11, no. 1, p. 24, Dec. 2010.
- [9] M. Martínez, F. Villagra, J. M. Castellote, and M. A. Pastor, "Kinematic and Kinetic Patterns Related to Free-Walking in Parkinson's Disease.," *Sensors (Basel)*, vol. 18, no. 12, Dec. 2018.
- [10] V. L. Chester and A. T. Wrigley, "The identification of age-related differences in kinetic gait parameters using principal component analysis," *Clin. Biomech.*, vol. 23, no. 2, pp. 212–220, Feb. 2008.
- [11] C. A. Fukuchi, R. K. Fukuchi, and M. Duarte, "Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis," *Syst. Rev.*, vol. 8, no. 1, p. 153, Dec. 2019.
- [12] K. K. Patterson, N. K. Nadkarni, S. E. Black, and W. E. McIlroy, "Gait symmetry and velocity differ in their relationship to age.," *Gait Posture*, vol. 35, no. 4, pp. 590–4, Apr. 2011.
- [13] M. J. McKay et al., "Spatiotemporal and plantar pressure patterns of 1000 healthy individuals aged 3–101 years," *Gait Posture*, vol. 58, pp. 78–87, Oct. 2017.
- [14] K. Jordan, J. H. Challis, and K. M. Newell, "Walking speed influences on gait cycle variability."

- [15] S.-K. Wu, S.-Z. Lou, H.-M. Lee, H.-Y. Chen, and J.-Y. You, "Gastrocnemius inflexibility on foot progression angle and ankle kinetics during walking," 2014.
- [16] G. Wu, "Age-related differences in body segmental movement during perturbed stance in humans," 1998.
- [17] F. R. Finley, K. A. Cody, and R. V Finizie, "Locomotion patterns in elderly women.," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 50, no. 3, pp. 140–6, Mar. 1969.
- [18] P. Devita and T. Hortobagyi, "Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait," 2000.
- [19] J. O. Judge, M. Underwood, and T. Gennosa, "Exercise to improve gait velocity in older persons.," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 74, no. 4, pp. 400–6, Apr. 1993.
- [20] N. Lythgo, C. Wilson, and M. Galea, "Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults. II: Walking at slow, free and fast speed," *Gait Posture*, vol. 33, no. 1, pp. 29–35, Jan. 2011.
- [21] J. H. Hollman, E. M. McDade, and R. C. Petersen, "Normative spatiotemporal gait parameters in older adults.," *Gait Posture*, vol. 34, no. 1, pp. 111–8, May 2011.

## 4.2 Artigo 2 – Gait Speed, Cadence and Vertical Ground Reaction Forces in Children

A.M.B. Seindefuss<sup>1</sup>, A.G. Aires<sup>1</sup>, V.L. Vargas<sup>1</sup>, L.D.de and R.R. Baptista<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Pontificia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, PUCRS, Porto Alegre, Brasil.

<sup>2</sup>Bioengineering and Biomechanics Laboratory, Federal University of Goiás, Brazil.

### GAIT SPEED, CADENCE AND VERTICAL GROUND REACTION FORCES IN CHILDREN

**Abstract** — Clinical gait analysis is essential to measure and interpret biomechanical parameters related to locomotion. It may assist health professionals while choosing the most appropriate interventions. This study aims to compare biomechanical parameters of the gait of children of different ages and to contrast these findings with the literature. Gait data from children aged 3 to 9 years old were collected using force platforms. Ground reaction forces were analyzed using an Octave routine. The implemented algorithm allowed the extraction of specific values of force and time. These values are in accordance with the literature and shown a well-established biomechanical pattern. However, no differences were found in the biomechanical parameters between the studied age groups. These findings allowed for interesting reflections that were made analyzing and interpreting the results and extrapolating those evidence for the force-time profile of the GRF and its development along with the childhood.

**Keywords** — Childhood. Kinetics. Ground reaction force.

#### I. INTRODUCTION

Human gait is composed by a complex interaction of muscle forces, joint movements and neuromotor stimuli. In the last century some parameters were identified and quantified to describe the human gait, among them: ground reaction forces (GRF), muscular activity, limb movements and the energetic-metabolic cost [12]. Although the goal of gait is the forward movement, limb movement is based on the need to maintain a low amplitude displacement of the symmetrical center of mass (head, trunk and upper limbs) in the vertical and lateral directions [12].

The beginning of the gait process can be considered as the main challenge for children in the motor development phase. The gait pattern at this stage is continually challenged by the characteristics of the gravitational field, in addition to the lack of muscle strength, balance difficulties and movement control [7]. The characterization of the gait cycle is given by two consecutive starting points performed by the same lower limb, which is divided into two distinct phases: stance and swing. These two phases will compose, respectively, 62% and 38% of the gait cycle [9]. During the stance phase, data related to GRF can be acquired through force plates. As the individual steps on the force plate, the forces on the x, y and z axes are detected and electrical signals are amplified to be stored in a computer [1]. The measurement and analysis of these forces are fundamental to understand the maturation of the human gait. GRF on the x-axis affect equilibrium in the frontal plane, while GRF on the y-axis have effects on movement acceleration and deceleration. The reaction forces on the z-axis act perpendicular to the ground against the gravitational force [15]. The GRF on the z-axis are the most expressive related to magnitude, ranging from 125% of body weight at foot contact to ground to 75% of body weight at mid-stance, increasing again during propulsion [4].

Studies with children gait analysis have found the influence of age and speed on gait. These studies also provide reference values for clinical use [14]. The present study aims to compare parameters such as speed, cadence and vertical force components during gait in children with different ages and compare some of our findings with the literature.

## II. MATERIAL AND METHODS

### A. SAMPLE

Ninety children divided into three groups took part of this study. However, only 51 subjects were able to be included for further analysis. Table 1 (in results section) presents the sample characterization. The participants were recruited by the intentional non-probabilistic process and the subjects were selected through direct approach. Individuals who had a history of neuro-musculoskeletal injuries or alterations and/or who underwent orthopedic/neurological surgery in the last two years were excluded.

All children were evaluated barefoot. The project was approved by the PUCRS Research Ethics Committee under CAAE 80431317.0.0000.5336

## *B. PROCEDURES*

### *GRF ACQUISITION*

Each participant performed an average of 4,53 walking trials on a 6 m long, 1.4 m wide and 60 mm high walkway with 8 embedded force plates. Initially, before each trial, the participant was asked to stand for five seconds on two force plates to perform a static symmetry assessment, which evaluate body weight distribution for right and left foot. The force plates are equipped with twelve strain gauges sensors each, and data was collected at 1000 Hz (BTS P-6000, Milan, Italy). After exporting the GRF data of the x, y, and z axes for both feet, based on the collection time, it was possible to analyze the GRF related to bodyweight and the duration of the events related to stance phase.

### *SPEED*

The estimation of gait speed was made taking the difference of center of pressure position in relation to the laboratory between the first and the last heel contact, divided by the corresponding time interval.

### *CADENCE*

Cadence was estimated dividing the number of steps performed on the plate by the corresponding time interval took between the first and the last heel strike.

### *VERTICAL FORCE DATA EXTRACTION*

The vertical force peaks play a fundamental role in the analysis of gait maturation. Peaks and valleys were detected using a moving window of 50 ms (50 samples). It is important to mention that the procedures for the detection of the vertical force peaks were performed in all existing stance phases in a complete trial, and the mean value was taken for each vertical force peak/valley.

## *C. DATA ANALYSIS*

The best trial for each individual was selected by visual inspection using the clinical gait analysis software provided by the force plate manufacturer (Smart-Analyzer, BTS Bio-engineering, Milan, Italy). The criteria for inclusion or exclusion of an analyzed trial were: foot dragging, in cases where the children's feet dragged on a platform or between two plates. A complete trial was selected for each subject for analysis, following the aforementioned inclusion criteria in order to process the GRF data using a self-written Octave algorithm. In addition, using the algorithm, we extracted information from the vertical force component, such as force peaks and related time points. A total of 51 subjects were able to be included for further analysis, divided in three groups: G1 4.4 (0.51) yrs, G2 6.3 (0.64) yrs, G3 8.5 (0.64) yrs with 17 participants each.

The variables extracted from vertical GRF were: first peak (FZ1), valley (FZ2), second peak (FZ3), time to first peak (T1), time to valley (T2), time to second peak (T3), speed, and cadence. Vertical forces were normalized by body weight.

For the variables that presented a normal distribution (Shapiro-Wilk test,  $p > 0.05$ ), one-way ANOVA followed by Tukey's post hoc were applied for the variables that did not present a normal distribution, nonparametric Kruskal-Wallis test followed by Dunn's multiple comparisons for post hoc were applied. GraphPad Prism for Windows, version 8.2.1 (GraphPad Software, San Diego, California USA) with 5% level of significance was used for all of the statistical and graphical analysis.

### III. RESULTS

#### D. SAMPLE CHARACTERIZATION

Table 1. Sample demographics for all participants and classified by age.

	All participants	G1	G2	G3
Age (years) <sup>a</sup>	6.4 (1.8)	4.4 (0.51)	6.3 (0.64)	8.5 (0.64)
Height (m) <sup>a,b,c</sup>	1.21 (0.13)	1.08 (0.066)	1.23 (0.098)	1.33 (0.073)
Mass (kg) <sup>a,b,d</sup>	26.4 (9.1)	19.2 (3.4)	26.8 (7.2)	33.2 (9.5)
N	51	17	17	17

Data are shown as Mean (Standard Deviation). <sup>a</sup>( $p < 0.0001$ ) for Age G1vsG2, G1vsG3 and G2vsG3; Height G1vsG2 and G1vsG3. <sup>b</sup>( $p = 0.00021$ ) for Weight G1vsG2. <sup>c</sup>( $p = 0.0030$ ) for Height G2vsG3. <sup>d</sup>( $p = 0.0981$ ) for Weight G2vsG3.

As expected, significant differences between groups were found for age, height, and weight (one-way ANOVA,  $p < 0.05$ ). *Post-hoc* tests revealed that G3 group was significantly taller than G2 ( $p = 0.002$ ) and G1 ( $p < 0.001$ ), and G2 was significantly taller than G1 ( $p < 0.001$ ). G3 presented significant greater body mass than G2 ( $p = 0.002$ ) and G1 ( $p < 0.001$ ), and G2 presented significant greater body mass than G1 ( $p = 0.002$ ).

### E. VERTICAL FORCES AND TIME PARAMETERS

Table 2 shows the results for vertical forces and time variables of our study and other found in the literature. FZ2, T2 and T3 presented significant differences between groups (one-way Anova,  $p < 0.05$ ). *Post-hoc* tests revealed that there were no significant differences between groups. Also, no significant differences between groups were found. Table 2 shows our results for these variables and those found in the literature.

Table 2. Vertical force peaks and stance time to peak comparison between current study and reference values.

	<b>FZ1</b>	<b>FZ2</b>	<b>FZ3</b>	<b>T1</b>	<b>T2</b>	<b>T3</b>
Present Study N=51	117.2 (20.6)	70.97 (12.4)	105.8 (16.7)	20.3 (5.3)	46.7 (4.5)	77.3 (4.6)
Chen et al. 2015 N=12	115.6 (9.2)	72.20 (10.8)	104.2 (7.90)	20.9 (2.2)	48.8 (7.0)	77.2 (4.7)
Hasan et al. 2017 N=25	109.9 (10.9)	78.95 (7.22)	109.5 (6.92)	23.2 (2.7)	45.0 (5.5)	78.0 (2.8)
Jafarnezhadgero et al. 2017 N=15	128.5 (25.0)	80.52 (16.7)	121.1 (18.8)	23.7 (1.8)	47.2 (2.7)	77.4 (1.2)
Present Study G1 N=17	120.9 (25.8)	73.62 (14.1)	104.3 (24.6)	21.8 (5.2)	47.4 (6.0)	75.9 (6.7)
Present Study G2 N=17	117.3 (20.6)	66.55 (13.7)	103.6 (13.6)	19.4 (4.6)	46.2 (4.5)	78.1 (3.4)
Present Study G3 N=17	113.5 (14.3)	72.76 (7.82)	109.5 (7.53)	19.8 (6.2)	46.6 (2.5)	77.9 (2.5)

Legend: Data are shown as Mean (SD). N=sample. Present study groups: G1 (3-4yrs), G2 (5-6yrs), G3 (7-9yrs). FZs are presented in body weight and TZs in seconds.



## F. SPEED AND CADENCE

Table 3 shows the results for cadence and speed of our study and other found in the literature. No significant differences were found between groups for both cadence and speed (one-way ANOVA,  $p < 0.05$ ).

Table 3. Walking Speed and Cadence

	Age group	N	Cadence (steps/min)	Walking speed (m/s)
Chester et al., 2006	3 a 4	13	146.6 (18.5)	0.897 (0.25)
	5 a 6	10	138.1 (14.2)	0.961 (0.29)
	7 a 8	12	126.1 (16.5)	1.09 (0.19)
	9+	12	120.2 (11.5)	1.10 (0.20)
Manfio et al., 2011	5 a 6	9	135.1 (8.21)	1.10 (0.07)
	7 a 8	8	131.5 (12.8)	1.21 (0.13)
	9 a 10	11	122.3 (11.5)	1.23 (0.07)
Current Study	3 a 4	17	196.2 (64.0)	1.43 (0.47)
	5 a 6	17	179.5 (48.2)	1.49 (0.68)
	7 a 9	17	177.4 (34.6)	1.29 (0.25)

Data are shown as mean (standard deviation).

## IV. DISCUSSION AND CONCLUSIONS

The purpose of this study was to compare gait ground re-action forces in children with different ages and compare our findings with the literature. Although children weight was obviously different between the age groups, being higher in the older compared to the younger participants, there were no significant differences between the normalized GRF between the studied groups. This absence of difference can be related to the fact that the speed was also similar between the age groups. Curiously, since the participants were asked to walk in a self-selected and comfortable speed, it was expected that children with different ages (and different heights) should show different walk speed. However, there was some evidence suggesting that children around 5 years old present an almost mature gait [11], and since the mean age in the present study was 6.4 years this can at least in part explain some of the results.

On the other hand, the cadence (or step frequency) demonstrate in our study a well-documented pattern of constancy among children up to 5 years [11]. Similarly,

since in the literature we found that FZ1 and FZ3 ranged from 109.9 to 128.5 and from 104.2 to 121.1 body weight percent, respectively, our findings related to FZ1 (117.2) and FZ3 (105.8) are comparable to those reported elsewhere (Table 2).

One of the limitations during the study of the gait maturation is the poor availability of an age-matched reference databases for children. Van Hamme et al. [14] have published a large biomechanical gait parameters database of more than 100 children and have proposed an original regression analysis of these parameters with age, walking speed, and the age–speed interaction. Müller et al. [10] have studied specifically the GRF patterns of more than 7 thousand 1 to 13 years old children. It seems that the influence of maturation on biomechanical gait parameters can be different depending the age. There is evidence showing that in mid childhood, sagittal joint kinematics, moments and powers are mostly influenced by speed of progression [13]. Also, foot geometry changes rapidly in children during growth, with foot width/length proportion changing to a narrower foot [10]. So, during the child's maturation the foot predominantly grows in length more than in width. As a result, foot loading, and thereby the GRF, should increase during growth as the children gain both height and weight. This was not the case in our study, since the increase in height and weight observed in our age groups was not accompanied by an increase in the GRF, probably because all groups already present an adult-like gait pattern.

In summary, GRF parameters, speed and cadence during self-selected speed gait were not different barefoot children, despite the significant (and expected) increase in both height and weight during growth. Data from literature support the values found in the present study for the biomechanical parameters and provide some insights about the influence of the maturation process in both gait characteristics and kinetic profile as well as in the human development.

#### ACKNOWLEDGMENT

The authors would like to thank Leandro Giacomazzi for the help in the development of the Octave algorithm. MFV is a fellowship of CNPq (306205/2017-3). This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Finance Code 001.

## REFERENCES

- [1] Barela, A, Duarte, M (2011) Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. *Brazilian Journal of Motor Behavior*, v. 6, n. 1, p. 56–61
- [2] Chen, J, P, et al (2015) Comparison of barefoot walking and shod walking between children with and without flat feet. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, v.105, n.3, p. 218–225
- [3] Chester, V, L, Tingley, M, Biden, E, N (2006) A comparison of kinetic gait parameters for 3-13 year olds. *Clinical Biomechanics*, v.21, n.7, p. 726–732
- [4] Durward, B, R, Baer, G, D, Rowe, P, J (2001) Movimento funcional humano: mensuração e análise. *Correr*. São Paulo: Editora Manole, p. 123-33
- [5] Hasan, C, Z, C, et al (2017) The analysis of three-dimensional ground reaction forces during gait in children with autism spectrum disorders. *Research in Developmental Disabilities*, v.66, p. 55–63
- [6] Jafarnehadgero, A, A, Majlesi, M, Azadian, E (2017). Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. *Gait and Posture*, v.53, p. 55–63
- [7] Levada, G, Lobo da Costa, P, H (2012) . Estudo da variabilidade das forças de reação do solo na aquisição do andar independente em bebês. *Motriz, Revista de Educação Física*, v.18, p. 356–365
- [8] Manfio, E, F, De David, A, C, Avila, A, O (2011). Análise da marcha em crianças de 5 a 10 anos de idade. *Revista da Educação Física*, v.22, n.2, p. 177–184
- [9] Morais Filho, M, C, Dos Reis, R, A, Kawamura, C, M (2010). Evaluation of ankle and knee movement pattern during maturation of normal gait. *Acta Ortopedica Brasileira*, v.18, n.1, p. 23–25
- [10] Muller, S, et al (2012). . Static and dynamic foot characteristics in children aged 1–13 years: a cross-sectional study. *Gait & Posture*, v.35, n.3, p. 389-394
- [11] Preis, S.; Klemms, A.; Muller, K (1997). Gait analysis by measuring ground reaction forces in children: changes to an adaptive gait pattern between the ages of one and five years. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 39, n. 4, p. 228-233,
- [12] Souza, A, Tavares, J, M (2010). A marcha humana: uma abordagem biomecânica
- [13] Stansfield, B, W, et al (2001). Sagittal joint kinematics, moments, and powers are predominantly characterized by speed of progression, not age, in normal children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, v. 21, n. 3, p. 403-411
- [14] Van Hamme, A, et al (2015). Gait parameters database for young children: The influences of age and walking speed. *Clinical Biomechanics*, v. 30, n. 6, p. 572–577

### 4.3 Artigo 3 – Gait Ground Reaction Forces Exhibit Distinct Patterns Through the Life Cycle Phases

R.B.Rafael<sup>1</sup>, P.G.Leandro<sup>2</sup>, A.G.Andreia<sup>3</sup>, V.L.Vandressa<sup>4</sup>, S.H. Gustavo<sup>4</sup>, N. Rodrigo<sup>5</sup>, D.S. Leandro<sup>6</sup>, G.M. Régis<sup>7</sup> and F.V.Marcus<sup>8</sup>

## **GAIT GROUND REACTION FORCES EXHIBIT DISTINCT PATTERNS THROUGH THE LIFE CYCLE PHASES**

### 1. INTRODUCTION

The aging process consists of a complex interaction among biological and cognitive functions, where nervous, muscular, and skeletal systems change irreversibly and progressively. The Pan American Health Organization (PAHO) considers aging as “a sequential, individual, accumulative, irreversible, universal, non-pathological process, of deterioration of a mature organism, proper to all members of a species, so that the time makes you less able to cope with environmental stress and, therefore, increase your chance of death”. The monitoring of the aging process is carried out in an interdisciplinary manner by health professionals. The clinical and biomechanical evaluation of gait during the cycle of life should be implemented to control alterations in daily life activities and the appearance of pathological processes in this population [1].

Thus, considering the growing number of older people, and increasing life expectancy, investigating how aging, from the childhood to the older age, affects the walking pattern becomes an important role in the study of human movement. Gait assessment is performed for various purposes, in clinical situations, gait observation helps in diagnoses and monitoring the effects of interventions. The biomechanical assessment of human movement describes and investigates phenomena and modifications that occur in the human body and consequently affect the mechanisms of movement [2]. Advances in the development of new equipment, as well as in the development of new methodologies and analysis techniques allow the evaluation of

different gait parameters, generating more efficient and reliable results and diagnoses about the ambulation of the evaluated ones.

Knowing the behavior of forces and their results is essential for understanding the causes of any movement. The analysis of these forces that cause motion, the distribution of forces, torques, and how joint moments are altered, reinforce the importance of the gait kinetics study [3].

Several studies have used kinetic parameters to investigate gait abnormalities in children, adults, and the elderly population. The early studies of Larish et al. [4] have described healthy gait patterns in older adults. More recently, Van Hamme et al. [5] established a database of kinetic gait parameters for children. However, most studies of gait kinetics conducted with older adults and children cohorts focus on pathological patterns, such as Parkinson's disease [6] and neuropathy [7] in older adults, obesity in children [8] and older adults [9]. For that reason, there is a paucity of kinetic healthy gait data that describes the evolution of gait from childhood, across young adulthood, and into elderly ages.

Another modification observed in the kinetic variables is the alteration in the propulsion force. The propulsion force increases from childhood to adult life, and then start to decrease during aging. This latter situation can be explained by the reduction of the muscular strength of the plantar flexors and the modification of the gait pattern to guarantee a safe displacement since during the impulse the elderly person needs to make an upward and forward movement, which can cause destabilization during the gait.

The study of the ground reaction forces is very important to provide an accurate description of the gait among age groups. This approach enables the collection of several parameters regarding gait biomechanics such as force-time characteristics, peaks of vertical and anterior-posterior ground reaction force components, spatiotemporal parameters, and impulses. These data can be used by researchers, physiotherapists, clinicians, or others interested in human movement as a tool to assess interventions, investigate the patient's walking pattern, diagnose gait disorders, compare different populations, among other applications.

In a previous study, we have demonstrated that ground reaction forces, impulses, and the study of the subphases of gait can be used to differentiate the gait patterns of children and older adults [10]. With the current investigation, we aim to fill

the lack of adulthood in the study of the gait ground reaction forces during the cycle of life, because it is unclear whether the deficits of gait in older adults is the result of degeneration on musculoskeletal/neurological processes that occur with advanced age, or it is a continuous and slower process throughout the life course.

To elucidate the age-related alteration of the walking mechanism, it is important to consider the kinetic values, and therefore it is necessary to compare the ground reaction forces between different age groups. The availability of such information would allow the development of optimal exercise regimens for improving walking patterns in children, young and older adults.

Therefore, the purpose of this study was to compare gait ground reaction forces and derived parameters between children, young and older adults.

## 2. METHODS

### 2.1 PARTICIPANTS

Twenty-five children, thirty adults, and thirty-three older adults participated in this study. This investigation used a non-probability sampling process of intentional type, in which subjects were selected through a direct approach. Exclusion criteria were comprised of (i) a history of neuromusculoskeletal injuries, and (ii) have been submitted to an orthopedic/neurological surgery in the past two years that could interfere with the participants' ability to walk.

### 2.2 PROCEDURES

Participant consent was obtained upon their arrival to the lab. The study was approved by the local ethics committee. The experiment consisted of five trials performed by each participant, walking at a self-selected pace, while wearing sports footwear, on a 6.0 m long by a 1.4 m wide walkway with 8 embedded force platforms (BTS Bioengineering). The beginning of each trial was marked by a verbal cue. This protocol has allowed our group to have very accurate trials in terms of the normality of the subjects' gait since the sensitive area on the floor was very wide. Furthermore, with a long walkway with 8 force platforms, we were able to have several valid trials and a great number of data collected, since we had approximated 3-4 steps on the

force platforms. The mean data of all steps and both foot sides was calculated and used for the data analysis. The steps were automatically identified by the force plates software. Data were discarded in the trials in which they were unable to do so. The sampling rate of the GRF was 1000 Hz.

Additionally, all force platforms are fully digital and equipped with 12 strain gauges each, which is suitable for dynamic force measurement and is large enough (40mm x 60 mm) to hold an entire foot. However, if the subject has stepped between two force platforms this would not be a problem since the force platforms system was able to sum the force signal between two consecutive platforms.

The signal data were exported in text format containing the triaxial forces (y: anterior posterior; x: mediolateral; z: vertical). Mediolateral forces were excluded from this study because of the great variability. A routine was developed in Octave 4.4.1 to calculate the following vertical gait parameters: mean vertical force (Fz), mean anterior-posterior force (Fy), loading response peak (F1), midstance valley (F2), terminal stance peak (F3), the impulse of loading response and midstance (I1), the impulse of terminal stance and pre-swing (I2), as well as the total impulse of the vertical GRF (I3), time to F1 (T1), time to F2 (T2), time to F3 (T3) and time to braking peak phase (T4). Similarly, the routine also calculated the following anterior-posterior gait kinetic parameters: braking peak (F4), propulsive peak (F5), duration of the braking phase (T5). Data were first normalized by body weight before measuring the parameters of interest.

Statistical analysis of the parameters was performed in SPSS v.21.0. A one-way ANOVA was used to compare gait parameters between children, adults, and older adults. Post hoc comparison of means was done with Tukey's HSD test. The level of significance was set a priori at  $\alpha = 0.05$ .

### 3. RESULTS

Subjects' descriptive statistics can be found in table 1.

Table 1. Mean age, weight and height of the participants

<b>Group</b>	<b>Children (n=25)</b>	<b>Adults (n=30)</b>	<b>Older Adults (n=33)</b>
<b>Age (years)</b>	6.39±2.0	34.37±6.0	70.48±7.0

<b>Weight (kg)</b>	24.31±6.0	63.40±12.0	72.65±14.00
<b>Height (cm)</b>	120.16±12	160.70±7.48	154.76±7.28

Values are mean ± standard deviation.

### 3.1 GROUND REACTION FORCES: VERTICAL PARAMETERS

Children had greater loading response peak (F1), when normalized by the body mass than adults and older adults, and smaller midstance valley (F2) than older adults, while adults had a loading response peak equal to older adults, and a midstance valley that did not differ from either children or older adults. All three groups had similar terminal peak stance (F3). Adults had a total stance phase duration (TC) and time to loading response greater than children, and older adults had the greatest. Older adults had a smaller time to loading response peak (T1) than adults, and children had the smallest T1.

The results for vertical GRF are summarized in Table 2.

Table 2. Summary of GRF Vertical Parameters

Par.	C (n=25)		A (n=30)		EW (n=33)		f	p	Tukey Test HSD
	M	SD	M	SD	M	SD			
<b>F1</b>	1.14	0.23	1.03	0.07	0.98	0.09	9.33	<0.001	C > A = EW
<b>F2</b>	0.71	0.13	0.76	0.07	0.81	0.10	5.95	0.004	C < EW *
<b>F3</b>	1.09	0.21	1.05	0.16	1.02	0.07	1.20	0.304	C = A = EW
<b>TC</b>	0.51	0.06	0.68	0.06	0.73	0.07	68.86	<0.001	C < A < EW
<b>T1</b>	0.11	0.03	0.18	0.03	0.21	0.04	45.91	<0.001	C < A < EW
<b>T2</b>	0.24	0.03	0.32	0.04	0.36	0.06	35.65	<0.001	C < A = EW
<b>T3</b>	0.39	0.04	0.56	0.12	0.54	0.05	30.62	<0.001	C < A = EW
<b>I1</b>	0.21	0.04	0.31	0.19	0.26	0.03	4.87	0.010	C < A **
<b>I2</b>	0.21	0.05	0.29	0.13	0.28	0.03	6.86	0.002	C < A = EW
<b>I3</b>	0.42	0.09	0.52	0.07	0.55	0.05	19.05	<0.001	C < A = EW
<b>%T1</b>	22.22	4.30	26.99	2.82	28.56	3.85	22.04	<0.001	C < A = EW
<b>%T3</b>	77.64	3.23	82.22	17.20	74.76	2.27	4.16	0.019	EW < A ***

Note. Par. = Parameters; C. = Children; A = Adults; EW = Elderly Women; M = mean; SD = standard deviation; ANOVA degrees of freedom between groups = 2 and degrees of freedom within groups = 85 for all parameters; \* A = C, A = EW; \*\* EW = C, EW = A; \*\*\* C = EW, C=A.



Adults and older adults had similar time to the midstance valley (T2) and time to terminal stance peak (T3), and both had greater T2 and T3 than children. Adults and older adults had a similar impulse of loading response (I1), the impulse of terminal stance (I2), and impulse of vertical GRF (I3). Adults had similar I1 with older adults. Children had lower I2 and I3 than adults and older adults.

### 3.2 GROUND REACTION FORCES: ANTERIOR-POSTERIOR FORCES: ANTERIOR-POSTERIOR PARAMETERS

The results for anterior-posterior GRF are summarized in Table 3. Children and adults had similar braking peak force (F4), both greater than older adults. Children had greater propulsive peak force (F5), while adults and older adults were similar. Children had lower time to braking phase (T4) when compared to adults and older adults had the lowest T4. Older adults had the greatest duration of braking phase (T5), time to propulsive peak force (T6), and time of propulsive phase (T7). When compared to adults, children had smaller T5 and T7, but greater T6. Adults had greater braking impulse (I4) than children and older adults, and smaller propulsive impulse (I5) than children and older adults. Children and older adults had similar self-selected walking velocity, while adults walked 28-31% faster, on average.

Table 3. Summary of GRF Antero-posterior Parameters

Par.	C (n=25)		A (n=30)		EW (n=33)		f	p	Tukey Test HSD
	M	SD	M	SD	M	SD			
<b>F4</b>	0.17	0.06	0.16	0.03	0.11	0.03	16.54	<0.001	C = A > EW
<b>F5</b>	0.17	0.05	0.11	0.03	0.12	0.03	14.47	<0.001	C > A = EW
<b>T4</b>	0.45	0.05	0.59	0.04	0.12	0.02	939.48	<0.001	A > C > EW
<b>T5</b>	0.07	0.03	0.39	0.03	0.62	0.06	939.83	<0.001	C < A < EW
<b>T6</b>	0.28	0.05	0.15	0.03	0.39	0.04	197.38	<0.001	A < C < EW
<b>T7</b>	0.22	0.03	0.30	0.03	0.33	0.04	51.26	<0.001	C < A < EW
<b>I4</b>	0.02	0.007	0.026	0.004	0.021	0.004	11.19	<0.001	C = EW < A
<b>I5</b>	0.02	0.007	<0.001	0.004	0.020	0.004	127.66	<0.001	A < C = EW
<b>Vel.</b>	0.89	0.34	1.17	0.21	0.91	0.18	11.34	<0.001	C = EW < A

*Note.* Par. = Parameters; C. = Children; A = Adults; EW = Elderly Women; *M* = mean; *SD* = standard deviation; Vel. = velocity ( $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ); ANOVA degrees of freedom between groups = 2 and degrees of freedom within groups = 85 for all parameters; \* C = A, A = EW.

#### 4. RELEVANCE

There have been few studies that have investigated the differences in kinetic parameters between children, adults, and the elderly population. In a previously published work, our group investigated the differences in kinetic gait parameters between children and older adults and found significant differences in their overall vertical and anterior-posterior GRF, time, and impulse parameters during most of their gait phases [10]. In our current work, we have sought to further contribute to the body of knowledge by investigating the differences in kinetic gait parameters across three different age gaps.

Our results showed that children had lower vertical parameters overall when compared to adults and older adults. Adults and older adults differed only in terms of loading response time (T1) and total stance duration (TC). They spent significantly more time than adults during the loading response time, which resulted in older adults to have a significantly smaller percentage of gait stance during terminal stance peak (%T3). A correlation between loading response peak and time has been previously established [11], and this is aligned with our findings. Older adults had significantly lower self-selected walking velocity when compared to adults. On the other hand, children did not exhibit the same increase in loading response time, even though they also had a lower self-selected walking speed, similar to older adults. This is further supported by children's greater loading peak response than adults and older adults, which is in line with previous data that propose that elderly subjects increase their stability by increasing contact time with ground [12], [13].

Hollman et al. [14] has shown that elderly participants tend to decrease their swing time and increase their stance time. Our findings are aligned with their data, in that we found that older adults spent a greater time during the stance phase, while children spent a lesser amount of time in the stance phase. This may be another indication of a change in motor strategy as participants age. Moreover, when we consider the normalized loading response time (%T1) and normalized terminal peak

stance time (%T3), we can see that adults and an elderly woman have a similar loading response time strategy and spend more time during this gait phase than children. Conversely, adults take a greater amount of time to reach their terminal peak stance when compared to older adults, while both adults and older adults did not significantly differ from children. These differences in stance phase preference are aligned with our findings for the vertical (I1-3) and anterior-posterior (I4-5) impulses. Adults and older adults had similar vertical impulses, all greater than children's, while children and older adults had similar anterior-posterior impulses, while adults had a greater braking impulse and smaller propulsive impulse. Liu et al. [15] have shown that both solei and gastrocnemii muscles contribute to the forward progression and vertical support during walking. Sakakima et al. [16] have demonstrated that, in animal models, both solei and gastrocnemii muscles have their mass and function reduced with the onset and progression of sarcopenia. This may explain, in part, why older adults had a smaller braking impulse, but it remains unclear why adults had the least amount of propulsive impulse. Unfortunately, the scarcity of evidence available limits further discussion over these parameters.

Perhaps, because walking is an easy activity for adults, they find a more economic strategy of locomotion with a decreased propulsive impulse and lower energy cost. This can be true since adults seem to only increase their propulsive forces during faster speeds of walking [17]. On the other hand, postural and biomechanical changes caused by aging results in an increase in energy costs during locomotion. The reasons for these changes are the reduction in the range of motion of the hip extension, as well as the change in step width and walking cadence [18]. When the gait of an older adult is compared to that of a young adult, there is a decrease in speed, shorter stride length, and less plantar flexion in the propulsive phase [19]. However, we have observed in the present investigation that children and older adults had similar self-selected walking velocity, while adults walked faster. Together, these results suggest that children present a lower velocity due to the intrinsic development process, while older adults walk slower because they are in an aging process in which decline in gait performance is inevitable and likely to produce functional deficits [14].

Walking velocity seems to be mostly influenced by the anterior-posterior ground reaction forces. Other studies have shown that these horizontal forces are reduced in older compared to younger adults. These findings are in agreement with our study in

terms of the braking peak force (F4), which is higher in children and adults compared to older adults. However, when it comes to propulsive peak force (F5), our results are partially different, suggesting that while in children, F5 is greater, in adults and older adults it is similar.

## REFERENCES

- [1] J. M. Hausdorff. "Gait variability: Methods, modeling and meaning". *J NeuroEng Rehabil*, 20 jul. 2005.
- [2] S. Hall. "Basic Biomechanics". McGraw-Hill Higher Education., v. 53, n. 9, p. 630, 2014.
- [3] D. V. Knudson. "Fundamentals of biomechanics". 2nd. ed. New York: Springer, 2007.
- [4] D. D. Larish, P. E. Martin, and M. Mungiole, "Characteristic Patterns of Gait in the Healthy Old," *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol. 515, no. 1 Central Deter, pp. 18–32, Jan. 1988, doi: 10.1111/j.1749-6632.1988.tb32960.x.
- [5] A. Van Hamme, A. El Habachi, W. Samson, R. Dumas, L. Chèze, and B. Dohin, "Gait parameters database for young children: The influences of age and walking speed," *Clin. Biomech.*, vol. 30, no. 6, pp. 572–577, Jul. 2015, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.03.027.
- [6] M. Martínez, F. Villagra, J. M. Castellote, and M. A. Pastor, "Kinematic and Kinetic Patterns Related to Free-Walking in Parkinson's Disease.," *Sensors (Basel)*., vol. 18, no. 12, Dec. 2018, doi: 10.3390/s18124224.
- [7] I. C. Sacco, P. M. Akashi, and E. M. Hennig, "A comparison of lower limb EMG and ground reaction forces between barefoot and shod gait in participants with diabetic neuropathic and healthy controls," *BMC Musculoskelet. Disord.*, vol. 11, no. 1, p. 24, Dec. 2010, doi: 10.1186/1471-2474-11-24.
- [8] G. Strutzenberger, A. Richter, M. Schneider, A. Mündermann, and H. Schwameder, "Effects of obesity on the biomechanics of stair-walking in children," *Gait Posture*, vol. 34, no. 1, pp. 119–125, May 2011, doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.03.025.
- [9] M. Kasović, L. Štefan, and M. Zvonař, "More time spent in sedentary behaviors is associated with higher plantar pressures in older women," *Int. J. Environ. Res. Public Health*, vol. 17, no. 6, Mar. 2020, doi: 10.3390/ijerph17062089.
- [10] R. Reimann Baptista et al., "Ground reaction forces indicate older women and children have different gait strategy," in *XII SIMPÓSIO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA - IX SIMPÓSIO DE INSTRUMENTAÇÃO E IMAGENS MÉDICAS*, 2019, doi: 10.5281/ZENODO.3459459.

- [11] K. Jordan, J. H. Challis, and K. M. Newell, "Walking speed influences on gait cycle variability," doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.08.010.
- [12] F. R. Finley, K. A. Cody, and R. V Finizie, "Locomotion patterns in elderly women.," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 50, no. 3, pp. 140–6, Mar. 1969.
- [13] P. Devita and T. Hortobagyi, "Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait," 2000.
- [14] J. H. Hollman, E. M. McDade, and R. C. Petersen, "Normative spatiotemporal gait parameters in older adults.," *Gait Posture*, vol. 34, no. 1, pp. 111–8, May 2011, doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.03.024.
- [15] M. Q. Liu, F. C. Anderson, M. G. Pandy, and S. L. Delp, "Muscles that support the body also modulate forward progression during walking," *J. Biomech.*, vol. 39, no. 14, pp. 2623–2630, 2006, doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.08.017.
- [16] H. Sakakima, Y. Yoshida, S. Suzuki, and N. Morimoto, "The Effects of Aging and Treadmill Running on Soleus and Gastrocnemius Muscle Morphology in the Senescence-Accelerated Mouse (SAMP1)," 2004.
- [17] C. A. Fukuchi, R. K. Fukuchi, and M. Duarte, "Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis," *Syst. Rev.*, vol. 8, no. 1, p. 153, Dec. 2019.
- [18] D. M. Wert et al. Gait Biomechanics, Spatial and Temporal Characteristics, and the Energy Cost of Walking in Older Adults with Impaired Mobility. *Physical Therapy*, v. 90, n. 7, p. 977–985, 1 jul. 2010.
- [19] D. A. Winter et al. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy*, v. 70, n. 6, p. 340–347, 1990.

## 5 DISCUSSÃO

O estudo apresentado no Artigo 1 mostrou diferenças significativas nos parâmetros cinéticos ao comparar a marcha em crianças e idosas. Com base nos parâmetros das FRS, nos tempos da fase de apoio e nos impulsos, foi possível concluir que as mulheres idosas caminhavam mais devagar do que as crianças, com maior duração da fase de apoio, maior ritmo e menor comprimento da passada. Os picos de propulsão e de frenagem foram menores nas idosas, assim como o tempo para alcançá-los, muito provavelmente devido à maior velocidade apresentada pelas crianças e ao tempo aumentado de contato com o chão durante a fase de apoio nas idosas. Houve ainda uma diminuição do pico de resposta à carga em idosas, quando comparado às crianças, uma possível estratégia para aumentar a estabilidade e diminuir eventuais desequilíbrios (Saleh et al., 2013).

Uma revisão de Herrens et al. (2018) sobre o tema corrobora essa hipótese ao apontar que as alterações do sistema musculoesquelético estão associadas a alterações no sistema nervoso central. Logo, o avanço da idade cursa com problemas de execução normal da marcha e consequente emprego de estratégias compensatórias (Menz et al., 2013). Mesmo com a escassez de dados sobre populações em idades intermediárias, podemos afirmar que existe uma tendência de piora na qualidade do movimento com o aumento da idade, ainda que não seja possível identificar se esse déficit de função ocorre apenas na idade avançada, ou se é decorrente de um processo mais lento e contínuo.

A investigação que levou à escrita do Artigo 2 procurou comparar as características cinéticas da marcha em crianças com diferentes idades, a fim de identificar se os parâmetros de FRS já apresentavam variações durante o período de crescimento. Segundo Perry et al. (2005) a geometria do pé de uma criança muda rapidamente, gerando aumento da carga nos pés e das FRS durante o crescimento. Em nossas análises, entretanto, o aumento de altura e peso não foi acompanhado pelo aumento das FRS, como seria esperado, gerando a possível hipótese que as FRS estão acompanhadas por variáveis intrínsecas dos sujeitos, como por exemplo, mobilidade articular, força muscular e modo como pisa ao aterrissar ao solo.

Segundo Van Hamme et al. (2015), crianças com idade entre 1 e 2 anos têm um perfil de força mais plano e com maior pressão em todo o pé. Dos 3 aos 5 anos,

elas mostram um perfil mais modulado, com forças de primeiro pico mais altas, enquanto crianças a partir dos 5 anos já demonstram uma marcha quase madura, com curvas semelhantes às de um adulto. Portanto, a falta de diferenças significativas entre os grupos estudados pode ser explicada pela média de idade da amostra, que foi de 6,4 anos. Segundo Chester et al. (2006), isso também pode acontecer devido à velocidade da marcha ser semelhante entre as faixas etárias analisadas.

O foco do Artigo 3 foi comparar a análise das FRS anteroposteriores durante a marcha de crianças e mulheres idosas. Nove variáveis relacionadas ao ciclo de caminhada foram investigadas e sete delas mostraram diferenças significativas entre esses grupos. O pico de frenagem ( $F_b$ ) e o pico de propulsão ( $F_p$ ), bem como os tempos para cada pico ( $T_1$  e  $T_3$ ), foram significativamente maiores em crianças do que em mulheres idosas.

Essas diferenças podem ser explicadas por uma combinação de fatores associados à degeneração crônica dos sistemas musculoesquelético, neuromuscular e somatossensorial, causada principalmente pelo estilo de vida e características genéticas (Wolf et al., 1995). Outro fator importante, que corrobora os achados do Artigo 1, é que as maiores diferenças ocorreram nos parâmetros espaço-temporais, mostrando que a redução na velocidade e no comprimento da passada em idosas pode ser uma adaptação para gerar maior estabilidade e proporcionar maior equilíbrio (Hollman et al., 2011, Penn et al., 2019).

Segundo Chester et al. (2008), idosos apresentam menor flexibilidade dos músculos gastrocnêmios e redução da força muscular flexora, afetando o ângulo e a potência do tornozelo, o que diminui o impulso de propulsão.

McGibbon (2003) também relaciona a redução da força dos músculos flexores a um comprometimento relacionado à idade, com menor comprimento do passo e velocidade de caminhada. Já nas crianças, o tempo de contato com o chão é mais curto, gerando passos mais rápidos e aumento da força propulsora. No geral, as crianças apresentaram velocidade e comprimento do passo maiores, com menos contato do pé com o solo.

Não foram observadas diferenças significativas nos impulsos ( $I_b$  e  $I_p$ ) entre os dois grupos estudados. Esse resultado pode estar associado ao menor tempo de contato com o solo, observado nas crianças, com maior frenagem ( $F_b$ ) e força

propulsiva (Fp), em contraste com o tempo de contato aumentado e forças (Fb e Fp) reduzidas em idosos. Os resultados deste estudo confirmam que as crianças têm picos das forças de frenagem e propulsão maior do que os idosos.

Procurando gerar uma análise mais completa do comportamento normal da marcha no decorrer da vida, o Artigo 4 apresentou uma integração das análises anteriores com mais um grupo de participantes. Representando a faixa etária de jovens adultos, esse grupo foi inserido com o intuito de preencher a lacuna entre crianças e idosos na comparação dos parâmetros de FRS.

A Tabela 1 mostra a comparação entre os três grupos, no que tange aos parâmetros verticais das FRS. Dentre os grupos, as crianças apresentaram o maior pico de resposta à carga (F1), e um vale intermediário (F2) menor que os idosos, mas semelhante aos jovens adultos.

Enquanto os jovens adultos tiveram F1 semelhante aos idosos e F2 sem diferença significativa com os outros dois grupos. F3 não apresentou diferenças significativas entre os grupos. O tempo de contato com o solo (TC) aumentou significativamente com a idade do indivíduo. Hollman et al. (2011) mostraram que participantes idosos tendem a diminuir o tempo de balanço e aumentar o tempo de apoio, para melhorar o equilíbrio.

Tabela 1 – Comparação dos parâmetros verticais entre os grupos.

Variáveis	Crianças (n=25)	Adultos (n=30)	Idosos (n=33)	<i>p</i>
	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP	
TC	0,52 ± 0,06 <sup>a</sup>	0,68 ± 0,07 <sup>b</sup>	0,73 ± 0,08 <sup>c</sup>	<0,001
F1	1,15 ± 0,23 <sup>b</sup>	1,04 ± 0,08 <sup>a</sup>	0,98 ± 0,09 <sup>a</sup>	<0,001
T1	0,12 ± 0,03 <sup>a</sup>	0,19 ± 0,03 <sup>b</sup>	0,21 ± 0,05 <sup>c</sup>	<0,001
F2	0,72 ± 0,14 <sup>a</sup>	0,76 ± 0,08 <sup>ab</sup>	0,81 ± 0,10 <sup>b</sup>	0,004
T2	0,25 ± 0,04 <sup>a</sup>	0,33 ± 0,04 <sup>b</sup>	0,36 ± 0,07 <sup>c</sup>	<0,001
F3	1,09 ± 0,22	1,06 ± 0,16	1,03 ± 0,08	0,304
T3	0,40 ± 0,05 <sup>a</sup>	0,56 ± 0,12 <sup>b</sup>	0,54 ± 0,05 <sup>b</sup>	<0,001
I1	0,21 ± 0,05 <sup>a</sup>	0,31 ± 0,19 <sup>b</sup>	0,26 ± 0,03 <sup>ab</sup>	0,010
I2	0,22 ± 0,05 <sup>a</sup>	0,30 ± 0,13 <sup>b</sup>	0,29 ± 0,04 <sup>b</sup>	0,002
I3	0,43 ± 0,09 <sup>a</sup>	0,52 ± 0,08 <sup>b</sup>	0,55 ± 0,06 <sup>b</sup>	<0,001
% T1	22,2 ± 4,31 <sup>a</sup>	27,0 ± 2,83 <sup>b</sup>	28,6 ± 3,85 <sup>b</sup>	<0,001
% T3	77,6 ± 3,23 <sup>ab</sup>	82,2 ± 17,2 <sup>b</sup>	74,8 ± 2,27 <sup>a</sup>	0,019



<sup>a,b,c</sup> Letras iguais não diferem pelo teste de Tukey a 5% de significância.

Os valores de T1 foram mais baixos nas crianças, seguido pelos idosos e depois pelos jovens adultos. T2 e T3 foram similares em adultos e idosos, ambos maiores do que nas crianças. Os impulsos (I1, I2 e I3) não diferiram entre as populações adultas, mas I2 e I3 foram menores nas crianças. Os valores mais altos de T1 e TC nos idosos, mostram que eles ficam mais tempo na fase de resposta à carga. Uma correlação entre o pico de resposta à carga e o TC foi previamente estabelecida por Hollman et al. (2011), e corrobora nossos achados. Quando consideramos o tempo de resposta à carga (% T1) e o tempo de apoio terminal (% T3), podemos ver que adultos e idosos têm uma estratégia semelhante, usando mais tempo nessa fase do que as crianças.

Na Tabela 2 são apresentadas as comparações dos parâmetros anteroposteriores.

Tabela 2 – Comparação dos parâmetros anteroposteriores entre os grupos.

Variáveis	Crianças (n=25)	Adultos (n=30)	Idosos (n=33)	<i>p</i>
	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP	
F4	0,18 ± 0,07 <sup>b</sup>	0,17 ± 0,03 <sup>b</sup>	0,12 ± 0,03 <sup>a</sup>	<0,001
T4	0,46 ± 0,06 <sup>b</sup>	0,59 ± 0,05 <sup>c</sup>	0,12 ± 0,03 <sup>a</sup>	<0,001
F5	0,18 ± 0,06 <sup>b</sup>	0,12 ± 0,03 <sup>a</sup>	0,13 ± 0,03 <sup>a</sup>	<0,001
T5	0,07 ± 0,04 <sup>a</sup>	0,37 ± 0,03 <sup>b</sup>	0,63 ± 0,07 <sup>c</sup>	<0,001
T6	0,29 ± 0,06 <sup>b</sup>	0,15 ± 0,04 <sup>a</sup>	0,39 ± 0,05 <sup>c</sup>	<0,001
T7	0,23 ± 0,04 <sup>a</sup>	0,30 ± 0,03 <sup>b</sup>	0,34 ± 0,05 <sup>c</sup>	<0,001
I4	0,02 ± 0,01 <sup>a</sup>	0,03 ± 0,00 <sup>b</sup>	0,02 ± 0,00 <sup>a</sup>	<0,001
I5	0,02 ± 0,01 <sup>b</sup>	0,00 ± 0,00 <sup>a</sup>	0,02 ± 0,00 <sup>b</sup>	<0,001
I6	0,04 ± 0,01 <sup>b</sup>	0,03 ± 0,00 <sup>a</sup>	0,04 ± 0,01 <sup>b</sup>	<0,001
Velocidade	1,49 ± 0,57 <sup>c</sup>	1,17 ± 0,22 <sup>b</sup>	0,92 ± 0,18 <sup>a</sup>	<0,001

<sup>a,b,c</sup> Letras iguais não diferem pelo teste de Tukey a 5% de significância.

Crianças e adultos tiveram pico de força de frenagem semelhante (F4), ambos maiores do que os idosos. As crianças apresentaram maior força no pico de propulsão (F5), enquanto esses valores em adultos e idosos foram semelhantes. As crianças apresentaram menor tempo para a fase de frenagem (T4), quando comparadas aos adultos e os idosos apresentaram o menor T4. A duração da fase de frenagem, o

tempo até o pico propulsivo e a extensão da fase propulsiva (T5, T6 e T7, respectivamente) foram maiores nos idosos. T5 e T7 foram semelhantes entre crianças e adultos. As crianças tiveram T6 mais alto.

Analisando os impulsos de frenagem (I4) e o de propulsão (I5), os adultos apresentaram o maior I4, e o menor I5. Quanto à velocidade autosselecionada, crianças e idosos parecem escolher a mesma, já os adultos jovens andam em média, 28 a 31% mais rápido.

As idosas gastaram significativamente mais tempo do que os adultos durante a fase de resposta à carga, o que resultou em uma taxa de propulsão menor nessa população, combinada com uma velocidade de caminhada autosselecionada significativamente menor que nos adultos.

Por outro lado, as crianças não apresentaram o mesmo aumento no tempo de resposta à carga, embora apresentassem velocidade de caminhada semelhante aos idosos. Esses achados estão de acordo com outros estudos que propõem que os idosos melhoram sua estabilidade aumentando o tempo de contato com o solo, a fim de compensar alterações de flexibilidade e força muscular decorrentes do avanço da idade (Chester et al., 2008).

A velocidade de caminhada parece ser influenciada principalmente pelas forças de reação anteroposterior do solo. Essas forças estão reduzidas em idosos, em comparação com adultos jovens. Esses achados estão de acordo com nosso estudo no que se refere ao pico de força de frenagem (F4), que é maior em crianças e adultos do que em idosos. Porém, quando se trata do pico de força propulsiva (F5), nossos resultados são parcialmente diferentes, sugerindo que enquanto em crianças a F5 é maior que nos demais grupos, entre adultos e idosos ela é semelhante.

Para facilitar a visualização da força de associação das variáveis entre os grupos foi calculado o tamanho do efeito padronizado (TEP). As tabelas 3 e 4 trazem, respectivamente, a análise do TEP para os parâmetros verticais e anteroposteriores. O método utilizado nesse cálculo convencionou que valores abaixo de 0,6 são considerados fracos, entre 0,6 e 1,2 de moderada força e acima de 1,2 indicam forte efeito de associação (Motta e Vagner, 2006).

Tabela 3 – Avaliação do Tamanho do Efeito Padronizado (TEP) entre os grupos para os parâmetros verticais.

Variáveis	Idosos x Crianças	Idosos x Adultos	Crianças x Adultos
TC	2,91	0,66	2,44
F1	1,03	0,70	0,66
T1	2,11	0,48	2,33
F2	0,76	0,55	0,36
T2	1,86	0,52	2,00
F3	0,38	0,24	0,16
T3	2,80	0,22	1,69
I1	1,26	0,38	0,69
I2	1,57	0,11	0,79
I3	1,61	0,43	1,06
% T1	1,56	0,46	1,33
% T3	1,05	0,62	0,35

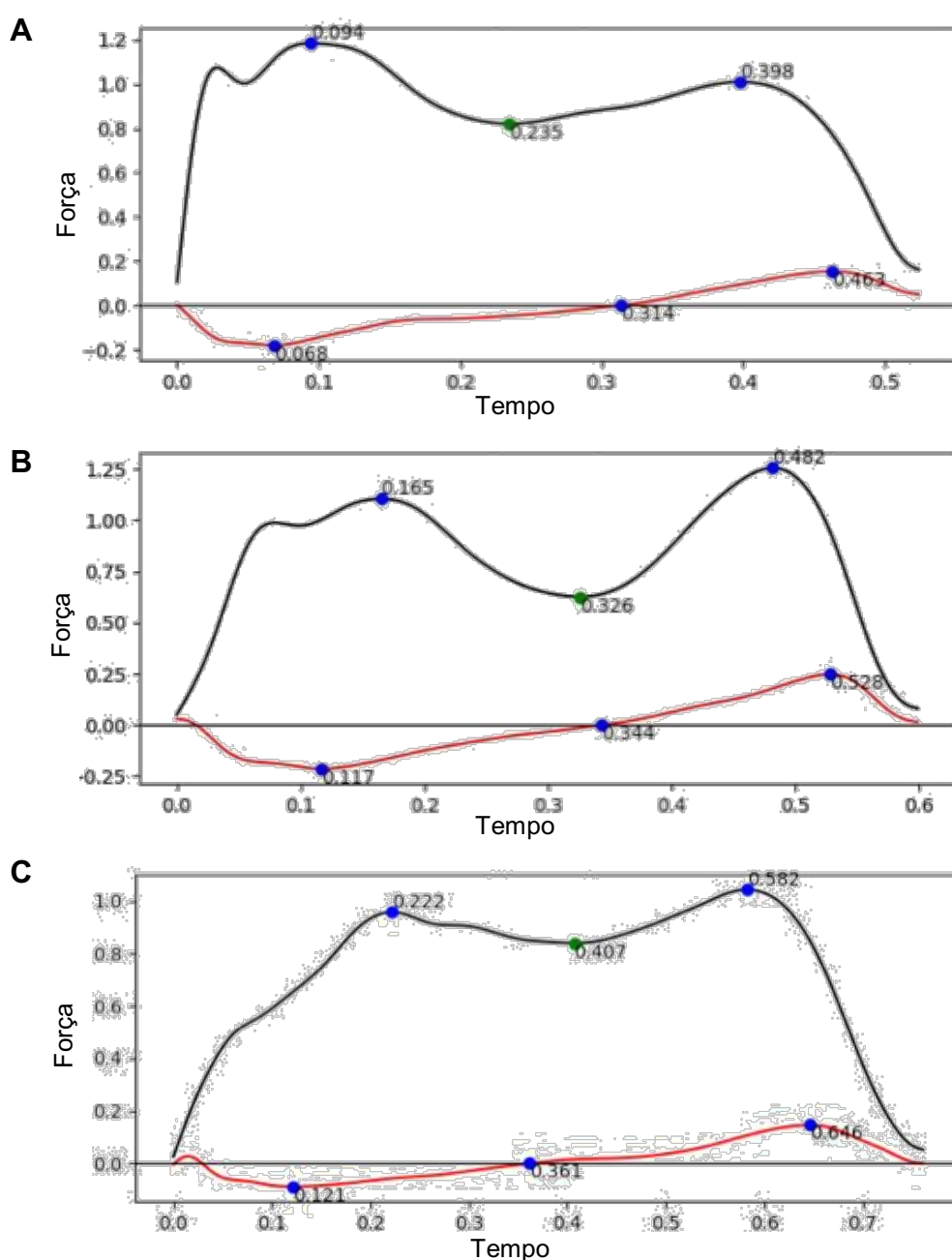
Tabela 4 – Avaliação do Tamanho do Efeito Padronizado (TEP) entre os grupos para os parâmetros anteroposteriores.

Variáveis	Idosos x Crianças	Idosos x Adultos	Crianças x Adultos
F4	1,17	1,67	0,19
T4	7,49	11,5	2,37
F5	1,10	0,33	1,30
T5	9,48	4,75	8,60
T6	1,83	5,27	2,80
T7	2,39	0,96	2,01
I4	0,07	2,20	1,75
I5	0,17	4,39	3,43
I6	0,01	1,24	1,24
Velocidade	1,44	1,25	0,77

As diferenças na preferência da fase de apoio estão alinhadas com nossos achados para os impulsos vertical (I1-3) e anteroposterior (I4-5). Adultos e idosos tiveram impulsos verticais semelhantes, todos maiores que os das crianças; idosos e crianças tiveram impulsos anteroposteriores semelhantes e adultos tiveram maior impulso de frenagem e menor impulso de propulsão. Liu et al. (2006) demonstraram que os músculos sóleo e gastrocnêmio contribuem para a progressão para frente e o suporte vertical durante a caminhada. Sakakima et al. (2004) provaram que, em

modelos animais, os músculos sóleo e gastrocnêmio têm sua massa e função reduzidas com o início e a progressão da sarcopenia. Isso pode explicar, em parte, por que os adultos mais velhos tiveram um menor impulso de frenagem, mas ainda não está claro por que os adultos tiveram a menor quantidade de impulso propulsivo. A discussão mais aprofundada desses parâmetros fica limitada em função da escassez de literatura com esse enfoque.

Figura 5 –Médias das curvas de força, verticais e anteroposteriores, em crianças, adultos jovens e idosos.



Curvas de FRS em função do tempo. A) crianças; B) adultos jovens; C) idosas. Em cada gráfico, a curva superior corresponde ao componente vertical e a inferior, ao componente anteroposterior.

A Figura 5 ilustra médias das variações na estratégia de marcha, aqui discutidas, entre os grupos estudados. A análise comparativa permite inferir que talvez por ser a caminhada uma atividade fácil para os adultos, eles encontrem uma estratégia de locomoção mais econômica, com diminuição do impulso propulsivo e menor gasto energético. Isso pode ser verdade, pois os adultos parecem apenas aumentar suas forças propulsivas durante velocidades mais rápidas de caminhada (Fukuchi et al., 2019).

Por outro lado, as alterações posturais e biomecânicas causadas pelo envelhecimento resultam em aumento do gasto de energia durante a locomoção. Os motivos para essas mudanças são a redução da amplitude de movimento da extensão do quadril, bem como a mudança na largura do passo e na cadência da caminhada (Wert et al., 2010). Quando a marcha de um idoso é comparada à de um adulto jovem, ocorre diminuição da velocidade, menor comprimento da passada e menor flexão plantar na fase de propulsão (Winter, Patla e Frank, 1990). No entanto, observamos na presente investigação que crianças e idosos apresentaram velocidades de caminhada semelhantes, enquanto os adultos caminharam mais rápido.

Por fim, esses resultados, quando analisados em conjunto sugerem que as crianças apresentam uma velocidade menor devido ao processo intrínseco de desenvolvimento, enquanto os idosos caminham mais devagar por estarem em um processo de envelhecimento em que o declínio no desempenho da marcha é inevitável e passível de produzir déficits funcionais.

## 6. CONCLUSÃO

O estudo da marcha é essencial para que tenhamos uma compreensão cada vez melhor sobre o comportamento do ciclo da caminhada, ativações musculares, forças de reação do solo e variáveis espaço-temporais envolvidas nesse processo. Este trabalho mostrou que a análise das forças de reação do solo é um método de fácil aplicação, rápida execução e pode ser de grande valia tanto para a pesquisa, quanto na prática clínica.

A plataforma de força é uma ferramenta muito útil na análise das FRS, pois mostra de forma rápida, e sem interrupção dos sinais, as curvas e seu comportamento durante toda a marcha. Porém, ainda são poucos os estudos que utilizaram tal ferramenta para descrever a normalidade da marcha ao longo da vida.

Conhecer a normalidade de uma função fisiológica é essencial para identificar problemas e possibilitar correções precocemente. Acreditamos que um compilado dessas informações seria de grande auxílio no cuidado aos indivíduos com problemas de saúde que interferem na execução da marcha.

A comparação entre os parâmetros das FRS em indivíduos nas diferentes fases da vida gera informações essenciais para se conhecer a maturação normal da marcha humana, permitindo que haja prevenção e diagnóstico precoce de diversas condições que a afetam ao longo do ciclo da vida, auxiliando os profissionais de saúde na elaboração de intervenções personalizadas, com regime de exercícios focados em corrigir alterações específicas de cada paciente, conforme sua necessidade.

## REFERÊNCIAS

- ABID, M.; MEZGHANI, N.; MITICHE, A. Knee Joint Biomechanical Gait Data Classification for Knee Pathology Assessment: A Literature Review, **Applied Bionics and Biomechanics**, 2019.
- ALAM, M. N. et al. Vertical ground reaction force marker for Parkinson's disease. **PLoS ONE**, v. 12, n. 5, 2017.
- ANDERSON, D. E.; MADIGAN, M. L. Effects of age-related differences in femoral loading and bone mineral density on strains in the proximal femur during controlled walking. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 29, n. 5, p. 505–516, 2013.
- ANDRIACCHI, T. P.; ALEXANDER, E. J. Studies of human locomotion: Past, present and future. **Journal of Biomechanics**, v. 33, n. 10, p. 1217–1224, 2000.
- BAKER, R. The history of gait analysis before the advent of modern computers. **Gait and Posture**, v. 26, n. 3, p. 331–342, 2007.
- BAPTISTA, R. R.; VAZ, M. A. Arquitetura muscular e envelhecimento: adaptação funcional e aspectos clínicos; revisão da literatura. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 16, n. 4, p. 368–373, dez. 2009.
- BARELA, A. M. F.; DUARTE, M.; Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. **Brazilian Journal of Motor Behavior**, v.6, p.56-61, 2011.
- BOYER, K. A. et al. Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults. **Experimental Gerontology**, v. 95, p. 63–70, 2017.
- BRENIÈRE Y; BRIL, B; Development of postural control of gravity forces in children during the first 5 years of walking. **Exp Brain Res**, p.255-262,1998.
- CALDAS, R. et al. A systematic review of gait analysis methods based on inertial sensors and adaptive algorithms. **Gait and Posture**, Elsevier B.V., 1 set. 2017.
- CHAU, T.; YOUNG, S.; REDEKOP, S. Managing variability in the summary and comparison of gait data. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 2, n. 1, 2005.
- CHAUVEL, G. et al. Attentional load of walking in children aged 7–12 and in adults. **Gait & Posture**, 56, 95–99, 2017.
- CHESTER, V. L.; TINGLEY, M.; BIDEN, E. N. A comparison of kinetic gait

parameters for 3-13 year olds. *Clinical Biomechanics*, v.21, n.7, p. 726–732, 2006.

CHESTER, V. L.; WRIGLEY, A. T.; The identification of age-related differences in kinetic gait parameters using principal component analysis. *Clinical Biomechanics*, v. 23, p. 212-220, 2008.

CHOCKALINGAM, N.; HEALY, A.; NEEDHAM, R. Interpreting Ground Reaction Forces in Gait. In: **Handbook of Human Motion**. [s.l.] Springer International Publishing, p. 609–620. 2016.

DINGWELL, J.B., CUSUMANO, J.P., STERNAD, D., CAVANAGH, P.R. Slower speeds in patients with diabetic neuropathy lead to improved local dynamic stability of continuous overground walking. *Journal of Biomechanics*, 33, 1269–1277, 2000.

FUKUCHI, C. A.; FUKUCHI, R. K.; DUARTE, M. Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: A systematic review and meta-analysis. *Systematic Reviews*, v. 8, n. 1, 2019.

GANLEY K. J.; POWERS C. M.; Gait kinematics and kinetics of 7-year-old children: a comparison to adults using age-specific anthropometric data. *Gait & Posture*, p.141-145, 2005.

GOODPASTER, B. H. et al. The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: The Health, Aging and Body Composition Study. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, v. 61, n. 10, p. 1059–1064, 2006.

HALL, S. Basic Biomechanics. *McGraw-Hill Higher Education.*, v. 53, n. 9, p. 630, 2014.

HAUSDORFF, J. M. Gait variability: Methods, modeling and meaning. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 20 jul. 2005.

HAUSDORFF, J. M.; RIOS, D. A.; EDELBERG, H. K. Gait variability and fall risk in community-living older adults: A 1-year prospective study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 82, n. 8, p. 1050–1056, 2001.

HERSSENS, N.; VERBECQUE, H.; HALLEMANS, A.; VEREECK, L.; ROMPAEY, V. V.; SAEYS, W. Do spatiotemporal parameters and gait variability differ across the lifespan of healthy adults? A systematic review. *Gait & Posture*, 2018.

HITZ, M. et al. Influence of the moving fluoroscope on gait patterns. *PLoS ONE*, v. 13, n. 7, p. 1–16, 2018.



JUDGE, J. Decade of Healthy Ageing 2020-2030. In: [s.l: s.n.].

JUDGE, J. O.; UNDERWOOD M.; GENNOSA, T. "Exercise to improve gait velocity in older persons.," **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, vol. 74, no. 4, pp. 400–6, Apr. 1993.

KIM, H. Y. et al. Gait analysis of symptomatic flatfoot in children: An observational study. **Clinics in Orthopedic Surgery**, vol. 9, no. 3, pp. 363–373, 2017.

KIRTLEY, C. **Clinical Gait Analysis**. [s.l.] Elsevier Ltd, 2006.

KNUDSON, D. V. **Fundamentals of biomechanics**. 2nd. ed. New York: Springer, 2007.

LARISH, D. D.; MARTIN, P. E.; MUNGIOLE, M. Characteristic Patterns of Gait in the Healthy Old. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 515, n. 1, p. 18–32, 1988.

LEE, M.; KIM, J.; SON, J.; KIM, Y. Kinematic and kinetic analysis during forward and backward walking. **Gait & Posture**. 38:674–678, 2013.

LIPPERT, L. S. **Clinical Kinesiology and Anatomy**. 5th. ed. [s.l.] F. A. Davis Company, 2011.

LIU, M. Q.; ANDERSON, F. C.; PANDY, M. G.; DELP, S. L. Muscles that support the body also modulate forward progression during walking. **Journal of Biomechanics**, vol. 39, no. 14, pp. 2623–2630, 2006.

MAIKI, B. E.; Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. **J Am Geriatr Soc**. vol.45, p.313-320, 1997.

MARTÍNEZ, M.; VILLAGRA, F.; CASTELLOTE, J. M.; PASTOR, M. A. Kinematic and Kinetic Patterns Related to Free-Walking in Parkinson's Disease. **Sensors** (Basel), vol. 18, no. 12, dec. 2018.

MCGIBBON, C.A. Toward a better understanding of gait changes with age and disablement: Neuromuscular adaptation. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v. 31, n. 2, p. 102–108, 2003.

MEGLAN D, TODD F. Kinetics of human locomotion. In: Rose J, Glambe JG, editors. Human walking. Baltimore: Williams & Wilkins; 1994. p. 73-99.

MENZ, H. B.; LORD, S. R.; FITZPATRICK, R. C. Age-related differences in walking stability. **Age and Ageing**, v. 32, n. 2, p. 137–142, mar. 2003.

MOTTA, VALTER T., WAGNER, MARIO, B. **Bioestatística**. Caxias do Sul: Educs, São Paulo: Robe Editorial, 2006.

MÜNDERMANN, L.; CORAZZA, S.; ANDRIACCHI, T. P. The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 3, p. 1–11, 2006.

PATTERSON, K.K. et al. Gait symmetry and velocity differ in their relationship to age. **Gait & Posture**, v.35, p.590-594, 2011.

PENN, I. W. et al. Speed and temporal adaptations during nonmotorized treadmill walking in Parkinson disease and nondisabled individuals. **International journal of rehabilitation research**, v. 42, n. 2, p. 126–132, 2019.

PERRY, J. **Gait Analysis: Normal and Pathological Function**. 1st. ed. Thorofare: SLACK Incorporated, v. 159, 1992.

PERRY, J. **Análise da Marcha, v.1: marcha normal**. Manole, Barueri, SP, 2005.

ROBERTS, M.; MONGEON, D.; PRINCE, F. Biomechanical parameters for gait analysis: a systematic review of healthy human gait. 2017.

ROUHANI, H. et al. Ambulatory measurement of ankle kinetics for clinical applications. **Journal of Biomechanics**, v. 44, n. 15, p. 2712–2718, 2011.

RUTHERFORD, D. et al. The effect of age and knee osteoarthritis on muscle activation patterns and knee joint biomechanics during dual belt treadmill gait. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 34, p. 58–64, 2017.

SAKAKIMA, H.; YOSHIDA, Y.; SUZUKI, S.; MORIMOTO, N. The Effects of Aging and Treadmill Running on Soleus and Gastrocnemius Muscle Morphology in the Senescence-Accelerated Mouse (SAMP1), **The Journals of Gerontology: Series A**, v. 59, n. 10, p. 1015–1021, 2004.

SALEH, M. M. et al. Effects of Aging on Human Gait Stability. **2017 IEEE International Conference on Computational Intelligence and Computing Research, ICCIC 2017**, p. 1–5, 2018.

SUTHERLAND, D; The development of mature gait. **Gait & Posture**, v.6, p.163-170, 1997.

SVOBODA, Z. et al. Variability of kinetic variables during gait in unilateral transtibial

amputees. **Prosthetics and Orthotics International**, v. 36, n. 2, p. 225–230, 2012.

VAUGHAN, C.; DAVIS, B.; O'CONNOR, J. C. **Dynamics of Human Gait : Human Kinetics** Champaign, 1992.

VAVERKA, F. et al. System of gait analysis based on ground reaction force assessment. **Acta Gymnica**, v. 45, n. 4, p. 187–193, 31 dez. 2015.

WERT, D. M. et al. Gait Biomechanics, Spatial and Temporal Characteristics, and the Energy Cost of Walking in Older Adults With Impaired Mobility. **Physical Therapy**, v. 90, n. 7, p. 977–985, 1 jul. 2010.

WINTER, D. A. Kinematic and kinetic patterns in human gait: Variability and compensating effects. **Human Movement Science**, v. 3, n. 1–2, p. 51–76, 1984.

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition**. [s.l: s.n.].

WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; FRANK, J. S. Assessment of balance control in humans. **Medical Progress through Technology**, maio 1990.



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul  
Pró-Reitoria de Graduação  
Av. Ipiranga, 6681 - Prédio 1 - 3º. andar  
Porto Alegre - RS - Brasil

