

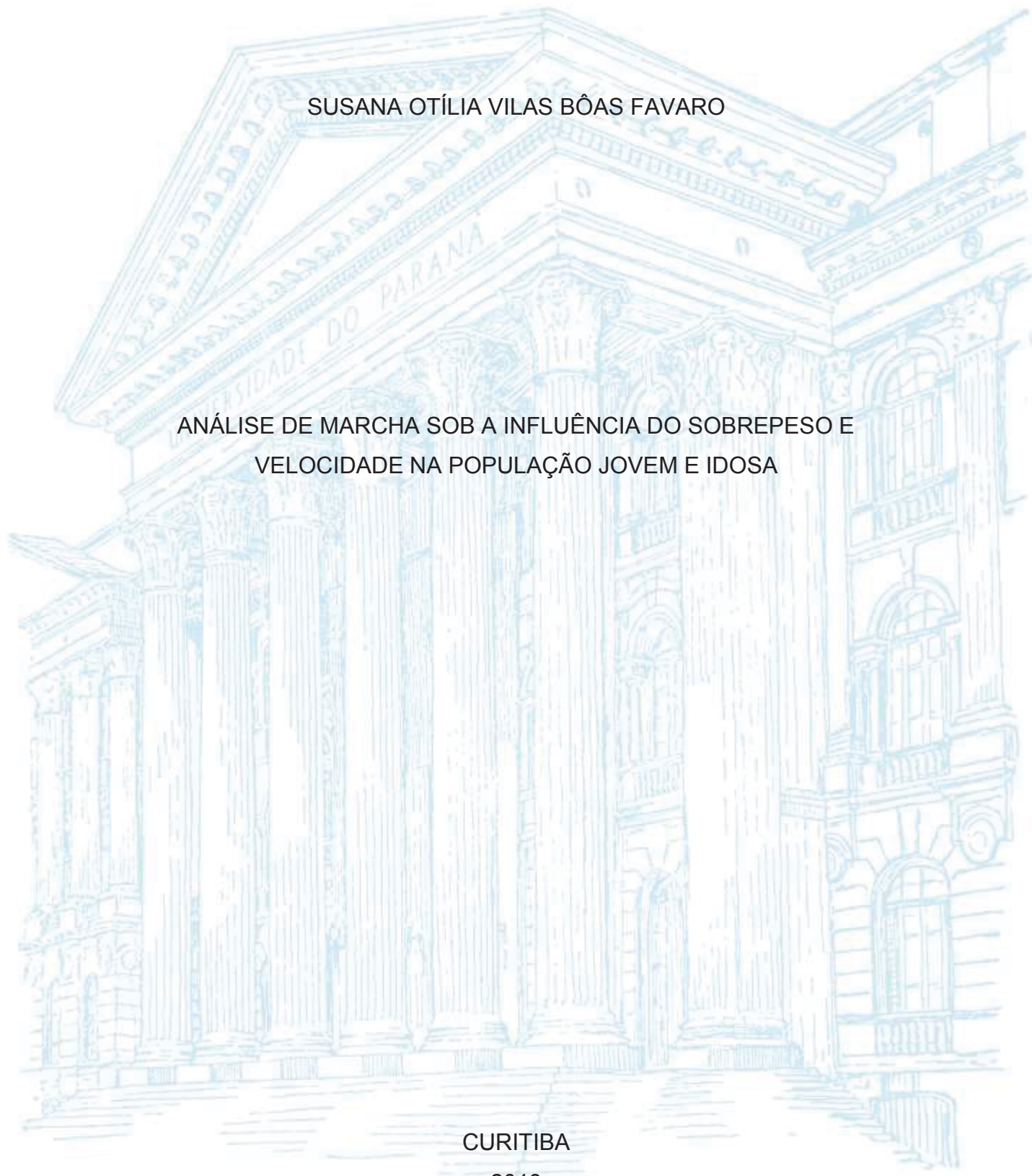
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

SUSANA OTÍLIA VILAS BÔAS FAVARO

ANÁLISE DE MARCHA SOB A INFLUÊNCIA DO SOBREPESO E
VELOCIDADE NA POPULAÇÃO JOVEM E IDOSA

CURITIBA

2018



SUSANA OTÍLIA VILAS BÔAS FAVARO

ANÁLISE DE MARCHA SOB A INFLUÊNCIA DO SOBREPESO E
VELOCIDADE NA POPULAÇÃO JOVEM E IDOSA

Dissertação apresentada ao curso de Pós-Graduação em Educação Física, Setor de Ciências Biológicas, Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. André Luiz Felix Rodacki

CURITIBA

2018

Universidade Federal do Paraná. Sistema de Bibliotecas.
Biblioteca de Ciências Biológicas.
(Rosilei Vilas Boas – CRB/9-939).

Favaro, Susana Otília Vilas Bôas

Análise de marcha sob a influência do sobrepeso e velocidade na população jovem e idosa. / Susana Otília Vilas Bôas Favaro. – Curitiba, 2018.

81 f. : il. ; 30cm.

Orientador: André Luiz Felix Rodacki.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal do Paraná, Setor de Ciências Biológicas. Programa de Pós-Graduação em Educação Física.

1. Marcha humana. 2. Obesidade. 3. Jovens. 4. Exercícios físicos para idosos. I. Título. II. Rodacki, André Luiz Felix. III. Universidade Federal do Paraná. Setor de Ciências Biológicas. Programa de Pós-Graduação em Educação Física.

CDD (20. ed.) 796.429



TERMO DE APROVAÇÃO

Os membros da Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em EDUCAÇÃO FÍSICA da Universidade Federal do Paraná foram convocados para realizar a arguição da dissertação de Mestrado de **SUSANA OTÍLIA VILAS BÔAS FAVARO** intitulada: "**Análise de marcha sob a influência do sobrepeso e velocidade na população jovem e idosa**", após terem inquirido a aluna e realizado a avaliação do trabalho, são de parecer pela sua **APROVAÇÃO** no rito de defesa.

A outorga do título de mestre está sujeita à homologação pelo colegiado, ao atendimento de todas as indicações e correções solicitadas pela banca e ao pleno atendimento das demandas regimentais do Programa de Pós-Graduação.

CURITIBA, 28 de Maio de 2018.

ANDRÉ LUIZ FELIX RODACKI
Presidente da Banca Examinadora (UFPR)

ELISÂNGELA FERRETTI MANFFRA
Avaliador Externo (PUC/PR)

GLEBER PEREIRA
Avaliador Interno (UFPR)

Dedico essa dissertação aos meus pais que sempre fizeram eu acreditar que seria possível e que em momento algum me deixaram desistir dessa jornada, mesmo quando as dificuldades pareceram não ter fim. Se eu cheguei até aqui foi principalmente graças a Deus e a Vocês! Obrigada Jorjão e Madame Lenir.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente gostaria de agradecer a Deus, pode parecer que não, mas nada disso (mudança de cidade, novo trabalho, a biomecânica, novos amigos, saudade de casa, saudade, das meninas: Fubica, Pipoca e Laila) seria possível sem a sua presença, força e unção.

A minha família, meu pai o famoso Dr. Jorge Favaro que sempre dizia “paciência Susana, a vida acadêmica é sempre assim, e tudo na vida tem um porquê”, a minha mãe Alenir por me proporcionar além de muito amor e carinho o melhor possível nessa minha estada em Curitiba; ao meu irmão de sangue Jorge Junior, meu irmãozinho de coração Carlos Rodrigues que sempre estiveram de alguma forma, mesmo que distante, ao meu lado.

Ao meu futuro esposo, Gilberto com sua inigualável paciência e carinho, por sempre me ouvir, aguentar as diversas crises acadêmicas e pessoais, me aconselhar e principalmente amar todos os meus defeitos e qualidades.

Aos meus tios e primos, tia Avanir, João Luiz, Tio Jaime, Tia Mariodete por me adotarem em suas casas, pelos maravilhosos almoços, churrascos e conversa boa nesse período de estudo.

Aos meus amigos do laboratório CECOM e Cepefis, o famoso “CEPECOM”: Pâmela, Poliana, Jhonny, Luana, Ana Carolina, Joice, Arthur, Leilane, Laís, John, Juan, Thainara e Yuri que me ajudaram de todas as formas possíveis (convivência, amizades, passeios e trabalhos). Aos meus outros colegas de laboratório, que de forma, benéfica ou não, colaboraram para essa pesquisa chegar ao fim da melhor maneira possível.

A uma pessoa que eu admiro muito é eu considero, mas muito especial nesse caminho, que literalmente caiu do céu, colaborando para o meu crescimento de forma inigualável não apenas na área acadêmica, mas na vida pessoal... Que nessa reta final me disse: “A gente não precisa de sorte na vida, a gente precisa de FOCO”. Essa frase eu levo para VIDA! A minha querida “chefa”, amiga e principalmente “Co orientadora” dessa pesquisa a Dr^a Jerusa Petrónva Resende Lara.

Ao meu orientador, Prof. Dr. André Luiz Felix Rodacki, pelas diversas oportunidades, ensinamentos durante todo o processo.

Ao Rodrigo Waki, por toda atenção, paciência e ajuda na resolução dos processos burocráticos.

Aos professores do programa da pós-graduação por todo conhecimento transmitido nas disciplinas e orientações. Ao apoio financeiro da CAPES nesse último ano de mestrado.

E pôr fim aos meus queridos amigos de Guarapuava, especialmente a Andressa e o Charles. Aos meus amigos do grupo do Patins Bachacheri e aos amigos que construí nesses 02 anos de vida curitibana.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001

Muitíssimo obrigada,

Valeu!

RESUMO

O sobrepeso é uma condição física que influencia diretamente nos padrões biomecânicos da marcha de adultos e idosos. O objetivo deste estudo foi verificar a influência do sobrepeso corporal simulado nas variáveis cinéticas e cinemáticas da marcha. Foram analisadas as marchas com e sem sobrepeso simulado em velocidade usual e rápida de 30 indivíduos sendo 15 jovens (idade: $22 \pm 6,4$ anos; IMC: $21,77 \pm 1,4$ kg/m²) e 15 idosos (idade: $69 \pm 6,4$; IMC: $24,2 \pm 4$ kg/m² anos). Todos os participantes de uma única sessão de avaliação da marcha que consistiu em primeiramente análises antropométricas para caracterização da amostra, avaliação cinética das forças de reação do solo da marcha obtida por uma plataforma de força (*AMTI*) e cinemáticas espaciais e angulares obtida pela análise tridimensional da marcha através de 11 câmeras do sistema *Vicon* nas dependências do laboratório de biomecânica anexo a Universidade Federal do Paraná (UFPR). O sobrepeso simulado foi realizado a partir de um colete de indução de carga (*Actual Sports*), com adição cargas variáveis até o indivíduo alcançar IMC de sobrepeso (25kg/m^2 para os jovens e 27kg/m^2 para os idosos); no total foram adicionados $13,2 \pm 4,0 \text{kg}$ nos jovens e $11,7 \pm 3,4 \text{kg}$ nos idosos. As análises estatísticas dos dados foram dadas através do teste de normalidade *Shapiro-Wilk*, *test t Student* para as diferenças antropométricas e caracterização da amostra, análise de variância de dois fatores ANOVA (*two-way*), tamanho de efeito *d* de *Cohen* (*d*) para variáveis antropométricas e tamanho de efeito (ω) para as interações. O nível de significância em adotado para todas as análises foi de $p \leq 0,05$. Foram encontradas diferenças entre os grupos para as variáveis de idade, estatura), IMC com e sem carga. Na análise cinética da FRS foram encontradas diferenças somente no fator grupo idade (adulto jovem e idoso) onde jovem foi maior que idoso em velocidade usual nas variáveis força anteroposterior mínima ($F_{x\text{min}}$) e impulso de desaceleração. Em velocidade rápida, o idoso foi maior que jovem na variável de força vertical F_{z2} enquanto que os adultos foram maiores que os idosos nas variáveis da $F_{z\text{min}}$, $F_{x\text{min}}$ e máxima, impulso de desaceleração e aceleração. Na cinemática foram observadas diferenças no grupo sobrepeso induzido e idade, nas variáveis espaço temporais (ET) do grupo idade, em velocidade usual e rápida para a cadência (CAD) e percentual de duplo apoio (PDAP), tempo (TDPA) e comprimento de passada (CDPA). Nos parâmetros angulares para o fator grupo em velocidade usual observara-se diferenças para o ângulo no contato inicial do quadril (CIQ), primeiro pico de flexão de joelho (1PFJ) e primeiro pico de plantiflexão de tornozelo (1PPFT), na velocidade rápida as diferenças foram encontradas no pico de extensão do quadril (PEQ) e 1PPFT. No fator sobrepeso, em velocidade usual, nas variáveis ET apenas a CAD apresentou diferença, porém em velocidade, pode-se observar significâncias para PDAP e CDPA. Na cinemática angular, as diferenças observadas foram no CIQ, PEQ e 1PPFT em velocidade usual e em velocidade rápida no PEQ e 1PPFT. Os resultados obtidos após a indução do sobrepeso em laboratório demonstram que o aumento da massa corporal pode influenciar no padrão biomecânico da marcha de adultos jovens e idosos.

Palavras Chave: Marcha, idosos e simulação de sobrepeso

ABSTRACT

Overweight is a physical condition that directly influences the biomechanical patterns of gait in adults and the elderly. The objective of this study was to verify the influence of simulated body overweight on kinetic and kinematic gait variables. We analyzed the marches with and without simulated overweight in usual and fast speed of 30 individuals, with 15 young (age: 22 ± 6.4 years; BMI: 21.77 ± 1.4 kg / m²) and 15 elderly (age: 69 ± 6.4 ; BMI: 24.2 ± 4 kg / m²). All participants of a single gait assessment session consisted of first anthropometric analyzes for sample characterization, kinetic evaluation of ground reaction forces of gait obtained by a force platform (AMTI) and spatial and angular kinematics obtained by the three-dimensional analysis of the gait through 11 cameras of the Vicon system in the dependencies of the biomechanical laboratory attached to the Federal University of Paraná (UFPR). The simulated overweight was performed from a load induction vest (Actual Sports), adding variable loads until the individual reached a BMI of overweight (25 kg / m² for the young and 27 kg / m² for the elderly); in total, 13.2 ± 4.0 kg were added in the young and 11.7 ± 3.4 kg in the elderly. The statistical analyzes of the data were given using the Shapiro-Wilk normality test, Student's t test for anthropometric differences and sample characterization, two-way ANOVA (two-way) analysis, Cohen's d effect size (d) for anthropometric variables and effect size (ω) for the interactions. The level of significance adopted for all analyzes was $p \leq 0.05$. Differences were found between groups for the variables of age, height), BMI with and without load. In the kinetic analysis of FRS, differences were found only in the age group (young and old adult), where young was greater than old at usual velocity in the variables minimum anteroposterior force (F_{xmin}) and deceleration impulse. At fast walking, the elderly were greater than the young in the F_{z2} vertical force variable, while the adults were older than the F_{zmin}, F_{xmin} and maximum impulses, deceleration and acceleration. In the kinematics, differences were observed in the group of overweight and age, in the temporal space (ET) variables of the age group, in the normal speed and fast for cadence (DB) and percentage of double support (PDAP), time (TDPA) and length (CDPA). In the angular parameters for the group factor at a normal velocity, no differences were observed for the initial hip contact angle (CIQ), first knee flexion peak (1PFJ) and first peak flexion ankle (1PPFT), at a speed as differences were found in peak hip extension (PEQ) and 1PPFT. In the excess weight factor, in the usual speed, in the TE variables only the DAC presented a difference, but, in speed, one can observe significance for PDAP and CDPA. In the angular kinematics, the observed differences were in CIQ, PEQ and 1PPFT at the usual velocity and fast velocity in PEQ and 1PPFT. The results obtained after the induction of laboratory overweight demonstrated that the increase in body mass can influence the biomechanical gait pattern in young and old adults

Keywords: Gait, elderly and simulation of overweight.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES – GERAL

FIGURA 1	-	DIVISÕES E SUBDIVISÕES DO CICLO DA MARCHA.....	22
FIGURA 2	-	COMPARAÇÃO ENTRE UM PASSO E PASSADA.....	23
FIGURA 3	-	RECRUTAMENTO, SELEÇÃO, AVALIAÇÃO E ANÁLISE DOS SUJEITOS	33
FIGURA 4	-	DISPOSIÇÃO DAS CÂMERAS VICON PARA ANÁLISE CINEMÁTICA E DA PLATAFORMA DE FORÇA (PF) PARA ANÁLISE CINÉTICA	34
FIGURA 5	-	VARIÁVEIS DA FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO VERTICAL E ANTEROPOSTERIOR DURANTE O CICLO DA MARCHA	36
FIGURA 6	-	MODELO DE MARCADORES UTILIZADO PARA ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA BASEADO NO <i>PLUG IN GAIT</i> <i>LOW BODY SACR (PIG SACR)</i> DO SISTEMA VICON....	37
FIGURA 7	-	COLETE PARA ADIÇÃO DE CARGA	38

LISTA DE ILUSTRAÇÕES POR CAPÍTULOS DE RESULTADOS

ANÁLISE CINEMÁTICA ESPACIAL E ANGULAR

FIGURA 1	-	PORCENTAGENS DAS DIFERENÇAS ENTRE GRUPO IDADE NAS VARIÁVEIS CINEMÁTICAS ESPAÇO TEMPORAIS.....	56
----------	---	---	----

LISTA DE TABELAS – GERAL

TABELA 1	-	CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA, MÉDIA E DESVIO PADRÃO DOS SUJEITOS AVALIADOS COM E SEM AS ADIÇÕES DE CARGA	40
----------	---	---	----

LISTA DE TABELAS POR CAPÍTULOS DE RESULTADOS

CAPÍTULO 7: ANÁLISE CINÉTICA DAS FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO

TABELA 1	-	MÉDIAS E DESVIO PADRÃO DAS VARIÁVEIS DA FORÇA VERTICAL (Z) E ANTEROPOSTERIOR (X) DURANTE AS DUAS DIFERENTES VELOCIDADES DA MARCHA	46
TABELA 2	-	VALORES DE SIGNIFICÂNCIA E TAMANHO DE EFEITO DAS ANÁLISES DE VARIÂNCIA PARA FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO DA MARCHA EM VELOCIDADE USUAL E RÁPIDA E A SUA INTERAÇÃO.....	47

CAPÍTULO 8: ANÁLISE CINEMÁTICA ESPACIAL E ANGULAR

TABELA 1	-	MÉDIA \pm DESVIO PADRÃO VARIÁVEIS ESPAÇO TEMPORAIS E ANGULARES DA MARCHA DO JOVEM E IDOSO NAS CONDIÇÕES COM E SEM SOBRECARGA EM DIFERENTES VELOCIDADES DA MARCHA.....	58
TABELA 2	-	ANÁLISE DE VARIÂNCIA, TAMANHO DE EFEITO E SIGNIFICÂNCIA PARA AS VARIÁVEIS ESPAÇO TEMPORAIS E ANGULARES DOS GRUPOS (JOVEM E IDOSO). EM DIFERENTES VELOCIDADES.....	59

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	OBJETIVOS DA PESQUISA	16
2.1	OBJETIVO GERAL	16
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	16
2.3	HIPÓTESES	17
3	REVISÃO DE LITERATURA.....	18
3.1	ENVELHECIMENTO.....	18
3.2	DINÂMICA DA MARCHA.....	20
3.3	MARCHA NA POPULAÇÃO IDOSA.....	24
3.4	MARCHA NA POPULAÇÃO IDOSA E OBESA	26
4	MATERIAIS E MÉTODOS	30
4.1	POPULAÇÃO E AMOSTRA	30
4.2	PLANEJAMENTO DA COLETA DE DADOS	31
5	TRATAMENTO DOS DADOS E ESTATÍSTICA.....	39
6	RESULTADOS.....	40
7	ANÁLISE DA FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO DA MARCHA DE IDOSOS SOBRE A INFLUÊNCIA DA SIMULAÇÃO DE SOBREPESO EM DIFERENTES VELOCIDADES.....	42
7.1	INTRODUÇÃO:.....	42
7.2	METODOLOGIA	43
7.3	RESULTADOS	43
7.4	DISCUSSÃO:.....	48
7.5	CONCLUSÃO	52
8	ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA DE IDOSOS SOBRE A INFLUÊNCIA DO SOBREPESO E DIFERENTES VELOCIDADES.....	53

8.1	INTRODUÇÃO.....	53
8.2	METODOLOGIA.....	54
8.3	RESULTADOS.....	54
8.4	DISCUSSÃO.....	62
8.5	CONCLUSÃO.....	66
9	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	68
	REFERÊNCIAS.....	69
	APÊNDICES.....	78
	CARTA DE ACEITE DO COMITÊ DE ÉTICA.....	78
	TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	79

1 INTRODUÇÃO

O número de idosos tem crescido substancialmente no Brasil e no mundo. As projeções indicam que até 2025, o Brasil será o sexto país do mundo em relação ao número de idosos (KIRKWOOD et al., 2007). Assim, o entendimento dos processos associados ao envelhecimento tem sido foco de um grande número de estudos. O envelhecimento é acompanhado por alterações estruturais e funcionais que comprometem o desempenho de habilidades motoras que podem aumentar o risco de quedas (VERAS; SÃO; XAVIER, 2009).

Medidas preventivas a fim de reduzir o número de quedas em adultos velhos são relevantes, visto que 55% das quedas estão relacionadas com alterações da marcha, dentre as quais, 32% apresentam alterações de equilíbrio e o restante está relacionada a fatores extrínsecos (ex., superfícies irregulares, tropeços, escadas) (KIRKWOOD et al., 2007). As compreensões dos mecanismos envolvidos nas alterações dos padrões da marcha são necessárias para o estabelecimento de estratégias preventivas. Adultos mais velhos sofrem alterações na marcha que incluem a redução da velocidade da marcha, diminuição do comprimento do passo, aumento no tempo de suporte duplo e decréscimo na cadência (ABOUTORABI et al., 2016). As alterações destes parâmetros têm sido associadas a estratégias compensatórias, destinadas a aumentar a estabilidade e evitar quedas (JEROME et al., 2015; PAVOL et al., 1999). Apesar deste conjunto de alterações na marcha, a prevalência de quedas entre adultos velhos tem sido constante preocupação, visto que constitui um dos fatores altamente relacionados à mortalidade nas fases mais avançadas da vida.

O excesso de peso corporal também pode alterar os padrões da marcha, pois implica em desvantagens mecânicas que dificultam a locomoção (KIRKWOOD, 2014; VARTIAINEN et al., 2012). Desta forma, o sobrepeso também produz um número de ajustes sobre a marcha. Embora existam divergências acerca das alterações do padrão de marcha em indivíduos eutróficos e acima do peso, existem indicativos de que o aumento da massa

associado com o aumento da velocidade pode levar a alterações significativas do padrão cinético e cinemático da marcha (VARTIAINEN et al., 2012).

Dentre as alterações cinemáticas de obesos em velocidade maior que a habitual, os obesos apresentam redução da velocidade da marcha, menor comprimento do passo, maior abdução do quadril e de joelho além de maior eversão ao redor da articulação do tornozelo em comparação a não obesos. Diferenças nos picos das forças de reação do solo vertical e anteroposterior também têm sido reportadas (BROWNING; KRAM, 2007; HAMU et al., 2013; MESSIER et al., 1996).

De fato, idosos obesos e com sobrepeso apresentaram respostas distintas em relação aos adultos jovens obesos que envolvem atrasos no momento de extensão do tronco quando a marcha é realizada em velocidades maiores que a habitual (GRABINER et al., 2008). Ao associar a marcha em velocidade maior do que a habitual em indivíduos com sobrepeso e/ou obesidade, o risco de queda pode aumentar em até quatro vezes, quando comparados a indivíduos não obesos (MADIGAN; ROSENBLATT; GRABINER, 2014). Além das alterações estruturais nos parâmetros cinéticos da força de reação do solo e cinemáticos nas variáveis espaciais e angulares, o sobrepeso e a obesidade também estão associados as reduções das capacidades físicas, acentuadas em adultos mais velhos quando comparado aos jovens (MANINI et al., 2010; MESSIER et al., 1994).

Embora existam estudos que analisaram a marcha em adultos jovens e idosos obesos e eutróficos, não foram encontradas evidências que tenham simulado condições de sobrepeso. Almeja-se que a relação entre as variáveis cinéticas e cinemáticas da marcha, em situação de aumento de massa corporal e/ou sobrepeso simulado em diferentes velocidades possam ser equivalentes ao sobrepeso real e desta maneira contribuir para o desenvolvimento de novas pesquisas acerca do sobrepeso e obesidade nessas populações.

Desta forma, o presente estudo objetivou investigar a influência do sobrepeso corporal simulado sobre parâmetros cinéticos e cinemáticos marcha de jovens e idosos em diferentes velocidades de deslocamento. O entendimento das alterações decorrentes do envelhecimento e do aumento da massa corporal,

podem auxiliar na compreensão dos fenômenos relacionados as alterações na marcha e prover valiosa informação para o estabelecimento de programas preventivos e de intervenção.

2 OBJETIVOS DA PESQUISA

2.1 OBJETIVO GERAL

Investigar a influência do sobrepeso corporal simulado sobre parâmetros cinéticos e cinemáticos da marcha em adultos jovens e idosos em diferentes velocidades de deslocamento.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Verificar a influência da idade (adulto jovem versus idosos), carga (com e sem adição de sobrecarga) e velocidade (habitual e maior que usual e rápida) nos parâmetros cinemáticos durante a marcha;
- Verificar a influência da velocidade, sobrecarga aplicada e idade nas variáveis cinética durante a marcha;

2.3 HIPÓTESES

- Hipótese H₁: Os parâmetros angulares de quadril, joelho e tornozelo são alterados com a simulação do sobrepeso;
- Hipótese H₂: As diferentes velocidades da marcha associadas a simulação do sobrepeso induzido interferem nos padrões cinéticos da força de reação do solo (vertical e horizontal);
- Hipótese H₃: Adultos jovens e idosos com sobrepeso induzido tem valores das variáveis cinéticas e cinemáticas equivalentes ao sobrepeso real.

3 REVISÃO DE LITERATURA

Nos tópicos seguir, serão apresentados a revisão de literatura dos aspectos epidemiológicos do envelhecimento humano, bem como, as consequências físicas em relação aos parâmetros biomecânicos da marcha em indivíduos com e sem alterações da composição corporal como o sobrepeso e a obesidade.

Primeiramente foi abordado o tema do envelhecimento, os declínios e as consequências de maneira geral para o indivíduo. O segundo refere-se a compreensão da dinâmica da marcha normal. O terceiro aborda as características da marcha na população idosa, seus declínios e consequências. Por fim, o quarto tópico refere-se a marcha sob a influência do sobrepeso e obesidade em jovens e idosos.

3.1 ENVELHECIMENTO

A população idosa vem crescendo consideravelmente no Brasil e no mundo, particularmente no Brasil, a taxa de crescimento populacional para essa população está maior que a média mundial. O Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) aponta que de 2012 a 2016 a população idosa cresceu 16%, chegando a 29,6 milhões de pessoas. Nesta perspectiva, estima-se que até 2050 a população idosa ultrapasse a população infantil, alcançando a margem de 66,5 milhões de brasileiros, ou seja, 29,3% da população total do país ocupando a 6ª posição em número de idosos no mundo (INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA, 2016). A OMS sugere que a classificação do indivíduo para entrada na velhice ocorre através de dois cortes cronológicos, sessenta anos para países em desenvolvimento e sessenta e cinco para países desenvolvidos (WORLD HEALTH ORGANISATION, 2007).

O processo de envelhecimento é extremamente complexo e multifatorial, caracterizado pela soma de todas as mudanças, físicas, fisiológicas e neurológicas que ocorrem com a passagem do tempo podendo variar de indivíduo para indivíduo. Estas variações são dependentes de fatores como o estilo de vida e doenças crônicas pré-existentes (CAETANO; RAPOSO, 2005; ROMMEL ALMEIDA FECHINE, 2012; WEINERT; TIMIRAS, 2003). Há três formas diferentes de envelhecimento humano: A primeira é dada como normal, com ausência de doenças biológicas e psicológicas; A segunda como patológica, com degenerações associadas a doenças; e a terceira como ótima, relacionada ao estado ideal de bem-estar pessoal e social (CAETANO; RAPOSO, 2005).

No envelhecimento normal, o principal problema que acomete os indivíduos são a degeneração do sistema nervoso central e do sistema musculoesquelético. Os declínios das capacidades musculoesqueléticas, é denominada dinapenia, que por sua vez, traz consequências diretas a mobilidade, funcionalidade e independência para realização de atividades da vida diária (MANINI; CLARK, 2012).

As perdas relacionadas a massa muscular durante avanço da idade (sarcopenia) é maior para os músculos dos membros inferiores do que para os membros superiores, no período de 20 aos 70 anos a massa muscular dos membros inferiores diminui cerca de 25%. Essas reduções podem influenciar diretamente nas forças e nas capacidades locomotoras do sujeito idoso (NARICI C.N.; REEVES, N.D.; CAPODAGLIO, P. et al., 2003).

Em um comparativo da velocidade das reduções de massa e força muscular em idosos, estudos mostraram que, a taxa de redução de força com o aumento da idade é de 2 a 5 vezes maior que a de redução da massa muscular. E a redução da massa muscular é apenas 6 a 8% responsável do decréscimo da força muscular (DELMONICO et al., 2009; GOODPASTER et al., 2006; NARICI C.N.; REEVES, N.D.; CAPODAGLIO, P. et al., 2003).

Neste aspecto, pode-se dizer que existem outros fatores que influenciam na redução da força como as alterações neurais, responsáveis pelos recrutamentos e sincronismos da ativação das atividades motoras e o aumento da co-ativação da musculatura antagonista. O conjunto desses fatores, musculoesqueléticos, neurais e fisiológicos são responsáveis pelas alterações

observadas na locomoção dos idosos (CLARK; MANINI, 2010; DE CARLI et al., 2014; NARICI C.N.; REEVES, N.D.; CAPODAGLIO, P. et al., 2003).

Em caráter articular, foram observadas reduções em níveis de amplitudes articulares máximas, explica-se essas mudanças pelo fato do idoso ter uma menor quantidade de água e maior número de fibras de colágeno no complexo muscular tendíneo, limitando assim a capacidade de movimentação durante a locomoção, principalmente na articulação dos quadril, joelhos e tornozelos (DE CARLI et al., 2014; KERRIGAN et al., 1998a; PRINCE; CORRIVEAU HELÉNE; HEBERT REJEAN, 1997; ROSE et al., 2002).

Assim, é possível dizer que, as reduções neuromotoras e musculoesqueléticas influenciam diretamente no aparelho locomotor, deste modo, pode-se dizer que o envelhecimento, entre outros aspectos, pode provocar mudanças nos padrões biomecânicos da marcha (PRINCE; CORRIVEAU HELÉNE; HEBERT REJEAN, 1997) .

3.2 DINÂMICA DA MARCHA

A Marcha é considerada como um conjunto harmonioso de movimentos complexos e cíclicos dos membros através de interações dinâmicas de forças internas e externas. (DE SOUZA et al., 2005). Definida como movimento em que há a translação do corpo é permitida pela repetição de movimentos dos segmentos do corpo, mantendo o equilíbrio. (BYRNE et al., 2005; MAKI et al., 2008).

A interação entre essas forças internas e externas podem levar a desequilíbrios constantes durante a transferência de peso de um membro para outro na tentativa de encontrar o centro de gravidade, essas recuperações do equilíbrio durante as transferências de peso ocorrem através de vários mecanismos de um sistema complexo que envolve funções neuronais, musculares e esqueléticas, atuando em constante integração, mesmo ao executar diferentes funções. (DE SOUZA et al., 2005).

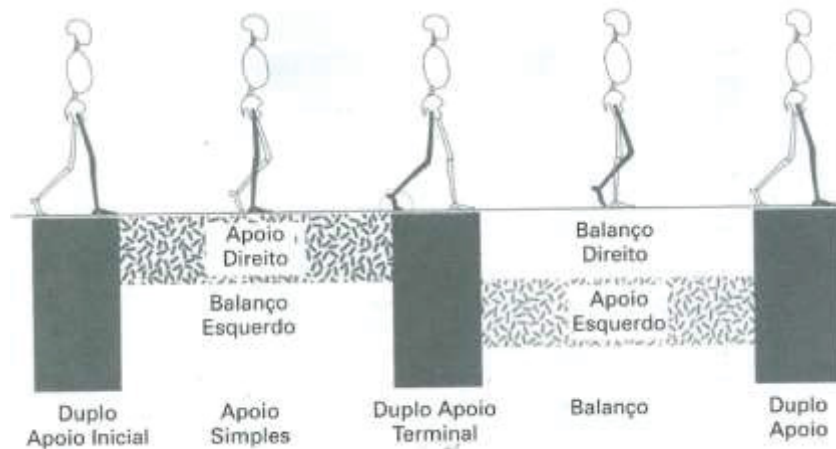
A repetição destes movimentos de forma regular é caracterizada como ciclo e este ciclo é composto por uma passada completa, ou seja, inicia-se quando o calcanhar de um membro toca o solo e termina quando o calcanhar do mesmo membro toca o solo novamente (PERRY, 2005). Também pode-se dizer que o ciclo consiste na sequência de eventos entre o primeiro contato de um pé com o solo e o primeiro contato do pé contralateral com o solo.

Dividido de acordo com (PERRY, 1992, 2005) em duas fases, uma de apoio e outra de balanço (figura 1). A fase de apoio é dividida em outras três subfases, apoio duplo inicial, apoio simples e segundo duplo apoio, estes representam 60% do ciclo da marcha (HIMANN JOAN E. et al., 1988).

O apoio duplo inicial ou primeiro duplo apoio, é o início do ciclo da marcha onde ambos os pés estão no solo após o primeiro contato com o solo, também é onde ocorre o contato do pé com o solo até o desprendimento do pé oposto. O apoio simples começa quando o pé oposto é elevado para o balanço é quando o peso corporal total fica distribuído apenas em um membro. A última subfase, o apoio duplo final ou segundo duplo apoio começa quando com o contato do entre o solo e o outro pé (contato inicial contralateral) e continua até que o membro é elevado ao balanço (desprendimento dos dedos) (PERRY, 2005). Nesta fase, de duplo apoio, mantém-se a postura vertical através dos músculos eretores espinhais, os glúteos máximos previnem a flexão de quadril, o tronco não se inclina em direção a coxa e o quadríceps mantém a extensão do joelho. (MENEHESSE, 2002; PERRY, 1992, 2005)

A fase de balanço constitui 40% do ciclo da marcha, inicia-se quando o pé sai do solo e termina quando o calcanhar do mesmo toca novamente o solo. A primeira parte, o balanço inicial, representa um terço da fase, é também o período da aceleração, os membros inferiores estarão atrás do corpo se movendo tentando alcançá-lo. O Balanço médio começa quando o membro de balanço está oposto ao membro de apoio e termina quando as posturas de flexão do quadril e joelho são iguais. Por fim o balanço final completando a fase onde o avanço do membro é completado pela extensão do joelho e posições iniciais de flexão de quadril e tornozelo em dorsiflexão neutra (PERRY, 2005).

FIGURA 1: DIVISÕES E SUBDIVISÕES DO CICLO DA MARCHA



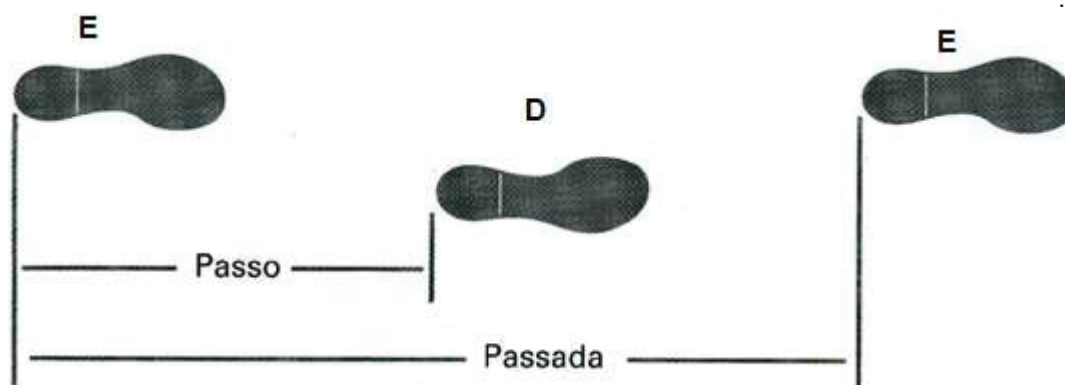
FONTE: Adaptado de Perry (2005)

Não existe um evento específico que marque o início para um ciclo, dessa forma pode ser escolhido qualquer evento da marcha para essa função, porém pela facilidade de identificação, foi convencionado o primeiro contato do pé com o solo como início do ciclo. O termo utilizado com mais frequência para determinar o toque do calcanhar é chamado de *heel strike*, sendo este um sinalizador para marcar o início do ciclo da marcha. (ANDRADE; ANDRADE, 2002).

Além destes, existem outros conceitos importantes para a análise da marcha, dentre eles estão a cadência, comprimento do passo, comprimento da passada e a velocidade. A cadência é conceituada como o número de passos em unidade de tempo expresso em passos/minutos (WINTER, 1988). O comprimento da passada é baseado nas ações de um membro, com duração definida, expresso pela distância (metros) percorrida durante os dois toques sucessivos do mesmo membro (HAMU et al., 2013; PERRY, 2005; RIBEIRO, 2006). O comprimento do passo é caracterizado pelo distância (metros) intervalo entre os dois membros, entre os mesmos pontos de referência de cada pé durante o apoio duplo, havendo portanto há dois passos a cada passada (PERRY, 2005; WINTER, 1988). O comprimento da passada é dado pela distância percorrida pelos membros interiores ao realizar um ciclo de marcha. A passada é equivalente a um ciclo da marcha e está baseada nas ações de um único membro (figura 2), contabilizada pelo intervalo entre dois contatos iniciais

e sequenciais entre o solo e o mesmo membro, ou seja, o contato inicial direito e próximo contato inicial direito (ALICE BONNEFOY-MAZURE; STÉPHANE ARMAND, 2015; PERRY, 2005).

FIGURA 2: COMPARAÇÃO ENTRE UM PASSO E UMA PASSADA,



FONTE: Adaptado de Perry (1995)

A velocidade é a distância percorrida durante a locomoção por unidade de tempo, expressa geralmente em metros ou centímetros por segundo, esta medida representa a rapidez com que o corpo se desloca ao longo do plano de progressão (ALBERTO; BRUNIEIRA, 1998; RIBEIRO, 2006; WINTER, 1988).

As partes mecânicas que descrevem os movimentos da marcha ocorrem através dos dados espaciais, cinemáticos e cinéticos. As variáveis cinemáticas incluem os dados de aceleração, velocidade, deslocamento, amplitudes angulares das articulações durante o movimento (WINTER, 1988). As variáveis cinéticas são as de força de reação do solo, os momentos de força, potência e trabalho das articulações durante o deslocamento (KIRKWOOD et al., 2007; MUNIZ et al., 2006; WINTER, 1988).

As forças de reação do solo verticais e horizontais são um reflexo do produto de aceleração da massa total de todos os segmentos corporais e, portanto, representam o total de todas as forças musculares e gravitacionais que atuam em cada instante de tempo durante o período de postura da marcha (WINTER, 2009, 1984).

A compreensão da dinâmica da marcha colabora para o entendimento das variabilidades da marcha e possíveis anormalidades. Diversos fatores podem interferir na biomecânica da marcha, dentre eles estão a qualidade e potência muscular; alterações no sistema nervoso; flexibilidade, capacidade cardiorrespiratória; obesidade; envelhecimento; entre outros (DROUIN et al., 1996; PRINCE; HKBERT; WINTER, 1997; WINTER, 1988).

3.3 MARCHA NA POPULAÇÃO IDOSA

A evolução populacional no Brasil e no mundo aponta para a tendência do envelhecimento demográfico com um aumento expressivo, estima-se que, até 2020 a população será de 30,9 milhões de idosos, aproximadamente 14% da população total do país (INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA, 2016).

O envelhecimento é um processo natural e multifatorial de diminuição progressiva das funções físicas e fisiológicas nos diferentes componentes da capacidade funcional. Em especial as alterações inerentes ao processo estão as alterações musculoesqueléticas, equilíbrio e a marcha (HALLAL et al., 2013; MANCINI et al., 2002).

Na idade dos 60 anos, 85% das pessoas têm uma marcha normal, mas com a idade de 85 anos ou mais essa proporção cai para 18% (ABOUTORABI et al., 2016), ou seja, as disfunções da marcha tornam-se cada vez mais evidentes na 7ª década de vida (COFRÉ et al., 2011).

A capacidade de se locomover, realizar a marcha, é considerada um excelente critério para avaliar a saúde e as mudanças relacionadas a idade. Diversos fatores podem alterar a ou limitar o desempenho da marcha em idosos e embora as mudanças da mobilidade articular e o equilíbrio sejam bem documentadas em estudos, é possível dizer que muitas dessas mudanças possam também estar relacionadas a velocidade da marcha, geração e

absorção de força e/ou energia e a composição corporal (DELLA CROCE et al., 2001; KERRIGAN et al., 1998a).

A velocidade da marcha é considerada um parâmetro isolado que representa a performance da marcha, logo, diferentes autores tem proposto essa medida como um indicador prático que representa a mobilidade, funcionalidade e qualidade de vida em idosos (CORTEZ, 2012; FRIEDMAN; RICHMOND; BASKETT, 1988; RIBEIRO, 2006).

A literatura descreve que a cada década, a velocidade sofre declínios de 12 a 16% em velocidade de caminhada usual e de 20% em velocidade rápida (HIMANN JOAN E. et al., 1988). Embora a velocidade da marcha reduza na velhice juntamente com amplitude do passo, o aumento da cadência principalmente em velocidades maiores de caminhada ocorre numa tentativa de compensar as limitações de amplitude articular em membros inferiores (FARINATTI; CODECEIRA, 2004).

Em um estudo relacionado a qualidade de vida de idosos, foi encontrada uma forte relação entre os parâmetros espaciais da marcha e a incidência de quedas, do qual os idosos avaliados que apresentaram uma diminuição nas variáveis da marcha como a velocidade de locomoção, menor comprimento de passo, e um aumento do tempo de passada, obtiveram maior predisposição ao risco de quedas (VAN DEN BOGERT et al., 2002).

Ao comparar a cinemática angular entre indivíduos idosos e adultos jovens, foram percebidas reduções sutis nas articulações totais do corpo humano. Particularmente, as mudanças observadas na população mais velha e saudável foram principalmente decorrentes de uma perda significativa as amplitudes articulares de membros inferiores, especificamente na flexão e extensão do quadril, joelho e tornozelo. (COFRÉ et al., 2011; WINTER et al., 1990). Notaram também que, os idosos teriam uma fase mais curta de contato do calcanhar com o solo, amplitude menor de passada e, com isso, uma menor aceleração horizontal do centro de massa chegando à conclusão de que, uma menor amplitude e fase de contato do calcanhar com o solo estaria associada à maior frequência de quedas independente da velocidade de marcha realizada (LOCKHART; WOLDSTAD; SMITH, 2010).

Além disso, também foram encontradas diferenças na cinética da marcha, especificamente, nos três picos da força reação do solo (FRS) vertical (descarregamento da força, duplo apoio e propulsão) e FRS anteroposterior (força mínima de desaceleração e máxima de aceleração) entre os idosos quando comparado aos jovens. Onde, os idosos mesmo em velocidades habituais apresentaram picos menores em praticamente todas as variáveis das FRS, vertical e anteroposterior, indicando que, os idosos possuem uma capacidade diminuída gerar tensão devido ao desgaste proveniente do envelhecimento (FARINATTI; CODECEIRA, 2004; LELAS et al., 2003; LOCKHART; WOLDSTAD; SMITH, 2010).

Simultaneamente aos decorrentes declínios da qualidade da marcha, outros indícios que estão contribuindo para o aumento do risco da saúde geral dos idosos é o sobrepeso e a obesidade. Em um estudo para a Associação Brasileira para o Estudo da Obesidade e da Síndrome Metabólica (ABESO) foi encontrada uma relação para o excesso de massa corporal e a dificuldade locomoção e a independência do idoso, do qual, quanto maior for a carga corporal aplicada sobre o corpo e suas articulações na população idosa, maior será a probabilidade de danos e incapacidade funcional na velhice (MELO, 2011).

3.4 MARCHA NA POPULAÇÃO IDOSA E OBESA

O sobrepeso e a obesidade são definidos segundo a Organização mundial de Saúde, OMS (WORLD HEALTH ORGANISATION, 2007), como uma doença crônica caracterizada pelo o excesso de gordura corporal (acima de 20% do seu peso corporal total) que causa prejuízos ao indivíduo.

Atualmente, 1/3 da população mundial está em situação de sobrepeso e esta condição apresenta uma tendência crescente para as próximas décadas (CABRERA; JACOB FILHO, 2001). No Brasil, a Agência Nacional de Saúde Suplementar (ANS) reporta que, a obesidade é considerada a doença crônica que mais tem crescido nos últimos anos e estima que, praticamente, metade da

população brasileira (53,8%) está em sobrepeso ou obesidade. Especificamente em Curitiba no estado do Paraná os dados da pesquisa indicam que 54,2% dos curitibanos estão com excesso de peso (BRASIL; AGÊNCIA NACIONAL DE SAÚDE SUPLEMENTAR, 2017).

São considerados indivíduos com sobrepeso e/ou obesidade todos aqueles que possuem o índice de massa corporal (IMC) igual ou acima dos dados de referência para cada faixa etária (crianças, adultos e idosos). O cálculo do IMC é realizado a partir dos dados obtidos da massa corporal (quilogramas) dividido pela estatura (metros) elevada ao quadrado.

A classificação através do IMC para adultos tem sido proposto pela OMS desde os anos 2000, dos quais podem ser referenciados como: Peso normal/Eutróficos (18,5 – 24,9 Kg/m²), Sobrepeso (25,0 – 29,9), Obeso I (30,0 – 34,9), Obeso II (35,0 – 39,9) e Obeso III (≥40) (WORLD HEALTH ORGANISATION, 2007). Porém para a população idosa, a OMS não disponibiliza uma tabela específica que contemple as modificações corporais provenientes do processo de envelhecimento. Nesta perspectiva, a *Nutrition Screening Initiative* (NSI) propõe uma tabela de classificação por IMC específica para população idosa, onde a classificação de baixo peso está para o IMC < 22kg/m², peso normal ou eutrófico entre 22-27kg/m² e sobrepeso >27kg/m² (LAI et al., 2008; SHEEHAN; GORMLEY, 2013).

O estudo da *Global Burden of Disease* Brasil, descreve que no Brasil, o excesso de peso e a obesidade são o segundo fator em riscos de importância para a comunidade global de doenças crônicas não transmissíveis (SOUZA; FRANÇA; CAVALCANTE, 2017). As preocupações acerca dessa condição corporal não se restringem somente ao fator obesidade e sobrepeso, mas também nas consequências para o indivíduo como: doenças cardiovasculares, respiratórias, diabetes *mellitus*, complicações osteoarticulares, alterações musculoesqueléticas e consequentemente do sistema locomotor (BROWNING; KRAM, 2007; CORTEZ, 2012; HILLS et al., 2002) .

As alterações estruturais no aparelho locomotor em adultos com sobrepeso ou obesidade podem ser maximizados com o envelhecimento, o excesso de peso pode aumentar os riscos de adquirir demais comorbidades em

idosos reduzindo ainda mais as funções da marcha, podendo levar a uma significativa perda na mobilidade (HILLS et al., 2002). A perda da mobilidade, por sua vez, leva a um processo de fragilidade, que pode levar a perda da independência, diminuição da qualidade de vida e aumento do risco de mortalidade (SANTOS et al., 2013).

A preocupação em torno da composição corporal em idosos tem sido descrita em estudos da *National Health and Nutrition Examination Study* (NHANES) da qual aponta um crescimento rápido e progressivo na população idosa obesa em; em sua última avaliação nos estados unidos o número de idosos no país chegou a 20,9 milhões podendo alcançar expressivos índices na próxima década. (MELO, 2011; MINISTRY OF HEALTH, 2015) .

Mecanicamente, a obesidade e o sobrepeso são associada a limitações estruturais e funcionais que podem limitar o controle dos movimentos (HILLS et al., 2002; MENG et al., 2017).

Nesse sentido, achados consideráveis relacionados aos padrões (espaciais e angulares) e cinético das forças de reação do solo (vertical e anteroposterior), foram encontrados ao correlacionar adultos e idosos com excesso de peso. As diferenças ocorreram tanto nos parâmetros cinéticos dos picos verticais e anteroposteriores como nos cinemáticos angulares e espaciais, principalmente de quadril, joelho e tornozelo (WEERDESTEYN; LAING; ROBINOVITCH, 2012) . Cinematicamente, nos parâmetros espaciais, ocorre uma redução da velocidade de caminhada, tempo menor e mais curto no apoio simples e a fase de balanço, tempos de duplo apoio maiores, aumento da flexão do joelho durante a fase de balanço, o aumento da flexão do quadril no contato inicia, aumento da dorsiflexão e a eversão do tornozelo. (SCHWARTZ; ROZUMALSKI; TROST, 2008; SHEEHAN; GORMLEY, 2013). Nos parâmetros angulares, foi observado um aumento da adução do joelho e do quadril à medida que aumentou o peso corporal (FREEDMAN et al., 2013), observou-se também, uma redução do tempo de reação de flexão e extensão da articulação do tornozelo e quadril em todas as fases da marcha. (HAMU et al., 2013; HENDERSON et al., 2011; SHEEHAN; GORMLEY, 2013).

Em aspectos cinéticos, quando comparados a não obesos, foram encontradas modificações no aumento dos picos da força de reação do solo nas três direções do movimento (vertical, horizontal e médio lateral) demonstrando que, embora o envelhecimento tenha como característica a redução as capacidades de geração e controle das forças exercidas ao solo, o aumento da massa corporal produz maiores carga articulares, refletindo em aumento dos picos na FRS. (MENG et al., 2017)

As mudanças nos parâmetros da marcha sofridas pelo indivíduo com sobrepeso e/ou obesidade, permite que os mesmos, tenham maiores propensões de sofrer queda durante a locomoção. Neste aspecto, as quedas durante o deslocamento foram identificadas como a causa mais comum (36%) de lesões nos obesos (MATTER et al., 2007) e os adultos obesos caíram quase o dobro de vezes (27%) em relação aos indivíduos magros (15%) por ano (FJELDSTAD et al., 2008; MITSUOKA et al., 2015).

Uma vez que, o excesso da massa corporal, modifica a geometria do corpo, aumentando a massa em diferentes segmentos corporais, impondo limitações funcionais e biomecânicas em sua rotina de atividades de vida diária, acredita-se que o aprofundamento científico em torno da dinâmica da marcha na população com sobrepeso e/ou obesidade podem auxiliar para o desenvolvimento de medidas preventivas afim de contribuir para melhores níveis de qualidade de vida, principalmente em idosos.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 POPULAÇÃO E AMOSTRA

O tamanho amostral foi calculado utilizando-se as variáveis população, sobrepeso e velocidade, a priori, no *software* G Power®, através da mensuração do tamanho de efeito, a partir da escala de magnitudes para diferenças das médias (COHEN, 1988). Foram recrutados 51 indivíduos, sendo 24 adultos jovens entre 18-35 anos e 27 idosos com idade acima de 60 anos.

O estudo foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisas com Seres Humanos local, credenciado pelo Conselho Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP. Cada participante foi informado sobre os procedimentos e riscos a que serão submetidos, e serão conduzidos de acordo com os procedimentos éticos propostos pela Declaração de Helsique. Em seguida, assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido – TCLE (Apêndice 1) de acordo com a resolução n° 466/2012, concordando com a participação voluntária no estudo.

O recrutamento dos participantes se deu por meio de convite verbal, os jovens e idosos eram participantes de programas de atividade física oferecido pela comunidade e/ou alunos do programa de graduação e pós-graduação da Universidade Federal do Paraná. No total foram recrutados cinquenta e um sujeitos, destes vinte e quatro adultos jovens e vinte e sete idosos para comparecer ao laboratório de biomecânica anexo ao Centro de Estudos do Comportamento Motor (CECOM) da UFPR.

Os critérios de inclusão da pesquisa envolveram: (1) indivíduos de ambos os sexos com idade a partir de 18 anos para o grupo de adultos jovens e acima de 60 anos para o grupo de idosos; (2) participantes considerados saudáveis, ou seja, autodeclarados não serem portadores de doenças crônicas, disfunções cardiorrespiratórias e problemas articulares; (3) estar dentro dos limites de eutrofia, apresentar o IMC até 25kg/m² (WHO)(WORLD HEALTH ORGANISATION, 2007) para os adultos e 27kg/m² (NSI) para os idosos; (4) não

fazer uso de andadores, próteses, ou outros equipamentos assistivos para a marcha.

Os critérios de exclusão compreenderam: (1) idade inferior aquelas definidas para inclusão nos grupos de adultos jovens e idosos; (2) patologia cardiorrespiratória, osteoarticular e doenças crônicas como diabetes e asma; (3) estar fora do limite de eutrofia, com IMC acima de 25kg/m² para adultos e 27kg/m² para idosos, sendo caracterizados como sobrepeso ou obesidade (4) possuir históricos de lesões musculoesqueléticas e/ou ortopédicas.

4.2 PLANEJAMENTO DA COLETA DE DADOS

4.2.1 Coleta de dados

Foram recrutados 51 sujeitos para comparecer ao laboratório de biomecânica anexo ao centro de estudos do comportamento motor (CECOM) do departamento de educação física da Universidade Federal do Paraná (UFPR). Dezesete indivíduos foram excluídos por não atenderem aos critérios de inclusão e/ou não puderam comparecer nas avaliações previamente agendadas.

Previamente, os participantes foram orientados a consumirem refeições leves até duas horas antes dos testes, não ingerirem bebidas alcoólicas e/ou a base de cafeína, evitar atividades físicas vigorosas antecedentes a avaliação. Ao chegar ao laboratório de coleta de dados, os participantes foram submetidos a uma avaliação antropométrica, massa e estatura para realizar o cálculo do IMC de eutrofia e assim determinar a massa adicional para alcance do IMC de sobrepeso e posteriormente a indução do sobrepeso.

Foram utilizadas duas diferentes referências para caracterização dos limites de eutrofia dos adultos jovens e dos idosos devido ao fato da tabela de caracterização dos níveis de IMC da Organização Mundial da Saúde (OMS) não atender especificamente o público idoso. Desta forma, para os idosos, foram utilizados os níveis descritos na tabela proposta pelo estudo recente da *Nutrition Screening Initiative (NSI)*, do qual atende especificamente a população idosa,

levando em consideração as mudanças físicas e fisiológicas provenientes ao processo de envelhecimento (MINISTRY OF HEALTH, 2015).

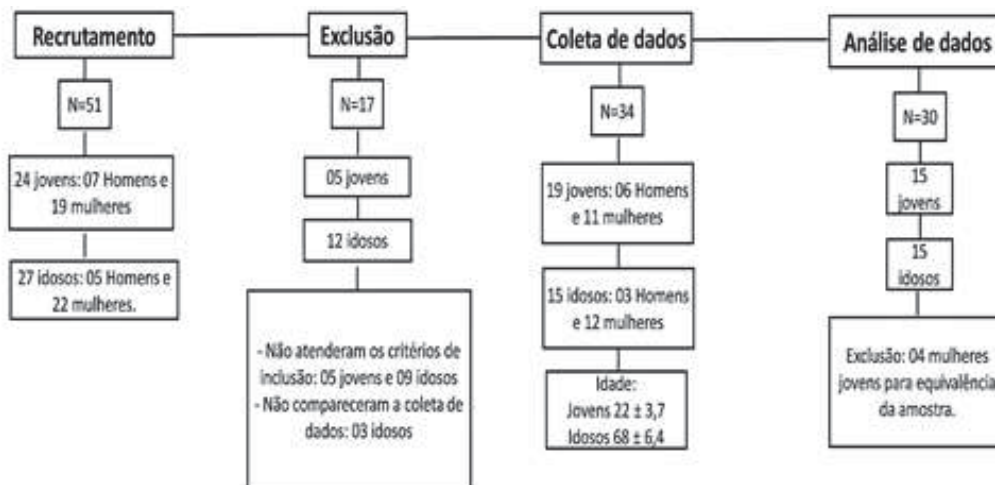
Após as aferições e caracterização dos limites de eutrofia e sobrepeso dos grupos, os sujeitos realizaram 2 caminhadas para familiarização na passarela e/ou ambiente de coletas de dados, nas diferentes velocidades de marcha e condições de sobrepeso. Após as familiarizações da marcha, foi dado início aos procedimentos de coleta de dados.

Desta forma, a avaliação da marcha foi efetuada em duas diferentes condições. Na primeira condição não houve adição de carga e foi efetuada nas duas velocidades de marcha. A primeira velocidade foi a usual e a segunda em velocidade rápida. Na velocidade acima do rápida, os participantes receberam a seguinte orientação: “ande o mais rápido que conseguir, sem correr”, enquanto que na velocidade usual a orientação foi: “Ande normalmente, como se estivesse passeando, andando livremente na rua”. A segunda condição ocorreu com a indução do sobrepeso nas duas velocidades de marcha, as quais foram realizadas com a orientação: “Ande o mais rápido que conseguir, mas não corra”. Todas as avaliações ocorreram em uma única sessão, previamente agendada pelo pesquisador e com duração máxima de 40min para cada participante.

O sobrepeso foi induzido pela colocação equilibradamente de cargas num colete (Actual Sports, 2016) firmemente preso ao tronco. A adição de carga foi controlada e individualizada de forma que o IMC estivesse entre 25kg/m² e 28kg/m² para o grupo dos adultos jovens e 27kg/m² a 29 kg/m² para o grupo dos idosos.

Foram avaliados 34 sujeitos sendo 19 jovens e 15 idosos. Os procedimentos de recrutamento, exclusão, coleta e análise de dados encontram-se representados na Figura 3.

FIGURA 3: RECRUTAMENTO, SELEÇÃO, AVALIAÇÃO E ANÁLISE DE DADOS DOS SUJEITOS.



FONTE: o autor

4.2.2 Avaliação antropométrica

Anteriormente as avaliações de marcha, foram coletadas a massa corporal com o auxílio de uma balança (Toledo®) e a estatura por meio de um estadiômetro (Sanny®). As medidas dos segmentos corporais foram realizadas com uma trena antropométrica de fibra de vidro (WCS) com resolução de 1mm e um paquímetro digital (Lee Tools), modelo 684132 com resolução de 0.01mm / 0.0005 e precisão de $\pm 0.03\text{mm} / 0.001$.

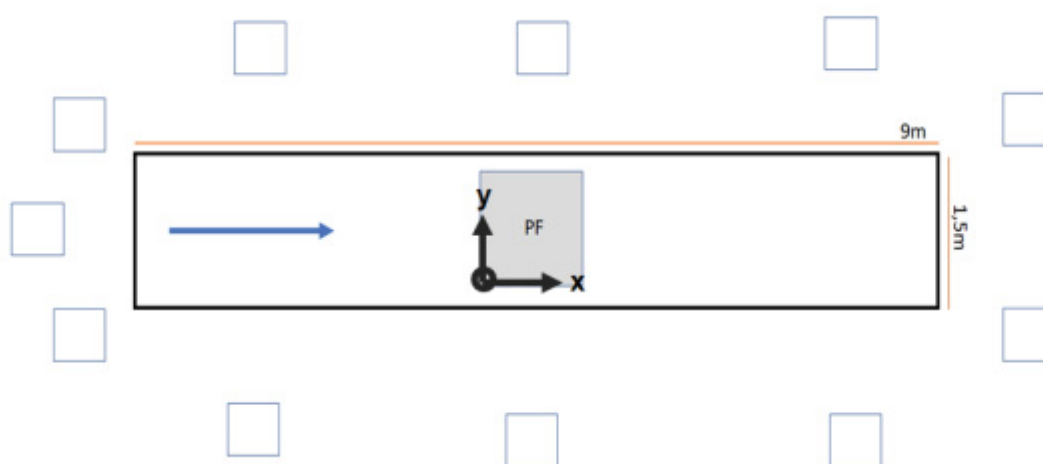
O índice de massa corporal (IMC) foi calculado pela razão entre a massa corporal e o quadrado da estatura. Os participantes do grupo de adultos jovens foram classificados como: baixo peso/normal ($\text{IMC} \leq 24.9 \text{ kg/m}^2$); sobrepeso (IMC entre 25 e 29.9 kg/m^2) e obeso ($\text{IMC} \geq 30 \text{ kg/m}^2$), enquanto que os idosos foram classificados como eutróficos (IMC entre 22- 26.9 kg/m^2) e sobrepeso ($\text{IMC} > 27 \text{ kg/m}^2$ e 30 kg/m^2).

4.2.3 Análise cinética

Os dados de força de reação do solo foram adquiridos com o auxílio de uma plataforma de forças (AMTI, Advanced Mechanical Technology®, Newton, MA, USA) modelo OR6-7-2000 com frequência de aquisição de 1000 Hz e com dimensões 46,4x 50,8 cm fixada ao solo 3 metros após o início da passarela. A plataforma de força estava posicionada no centro da passarela (1,5 m de largura e 9 m de comprimento) onde a marcha foi executada (figura 4). Sobre as plataformas e a passarela foi colocado um tapete de borracha para impossibilitar sua identificação visual e preservar a marcha o mais natural possível.

O sistema de coordenadas cartesiano foi aplicado, sendo o eixo Y designado para as ações no plano latero-lateral, o eixo X para as ações no plano anteroposterior e o eixo Z para as ações no plano vertical. Os dados cinemáticos são e cinéticos são sincronizados e controlados pelo software Nexus™ versão 2.5®.

FIGURA 4: DISPOSIÇÃO DAS CÂMERAS VICON PARA ANÁLISE CINEMÁTICA E DA PLATAFORMA DE FORÇA (PF) PARA ANÁLISE CINÉTICA NO LABORATÓRIO DE BIOMECÂNICA E ÁREA DE COLETA DE DADOS



FONTE: O autor

NOTA: O vetor em azul representa o sentido que os sujeitos realizaram a marcha durante as coletas de dados no laboratório; Os vetores pretos representam as coordenadas da plataforma de força: X: para as ações no plano anteroposterior; Y: para as ações no plano latero-lateral e Z: para as ações no plano vertical.

4.2.4 Força de reação do solo

4.2.4.1 Força de reação do solo vertical (FRSv)

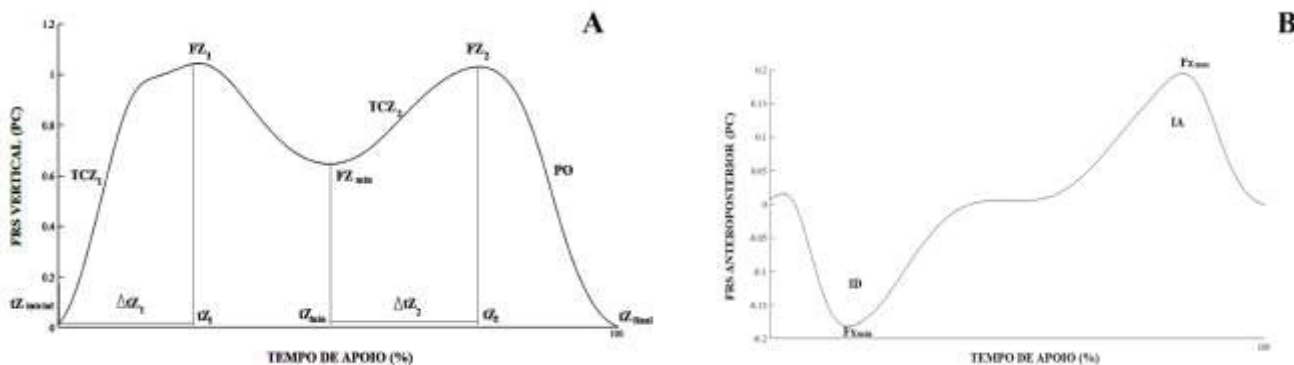
Foram extraídos, das curvas de força FRS em função do tempo (Figura 5), os valores discretos do primeiro pico (F_{z1} - observado durante a primeira metade do período de apoio) e que caracteriza parte do apoio quando a perna está recebendo o peso corporal, logo após o contato do pé com o solo; o segundo pico (F_{z2} - observado no final do período de apoio) e que representa a propulsão do ante pé à frente, para iniciar o próximo passo. Esse pico é ativo e envolve a participação de ações voluntárias. O vale entre os dois picos corresponde à etapa de balanço do segmento contralateral, sendo que o valor mínimo ocorre quando o segmento se encontra perpendicular ao solo (F_{zmin}) (ORTIZ, 2010).

A taxa de crescimento de força 1 (TCz1) foi calculada pela razão entre a F_{z1} e o tempo de aplicação de força (Δt_{z1}). A taxa de crescimento de força 2 (TCz2) também foi obtida através do cálculo ($TCz2 = F_{z2}/\Delta t_z$) e a taxa de desaceleração ou de descarga (PO) é dada através do [$F_{z2}/(t_{final} - t_{z2})$] (VILLEGER et al., 2007). As componentes da FRSv estão representadas na Figura 5A.

4.2.4.2 Força de reação do solo Anteroposterior (FRSap)

Os dados analisados das (FRSap) foram extraídos das curvas em função do tempo (figura 5B). O primeiro pico observado (F_{xmin}) representa a fase negativa, ou seja, a desaceleração do corpo durante a primeira metade do período de apoio; o segundo pico (F_{xmax}), a fase positiva, representa a propulsão/aceleração durante a outra metade desse período para completar o ciclo da marcha; as demais variáveis representam o impulso de desaceleração (ID) e impulso de aceleração (IA) (PEREIRA; SACCO, 2008; WINTER, 1995).

FIGURA 5A: VARIÁVEIS DA FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO VERTICAL DURANTE A MARCHA.



FONTE: Adaptado de Winter (1987)

Nota: FZ1: primeiro pico, força mínima (vale), FZ2: segundo pico, TCZ1: taxa de aceleração de força 1, TCZ2: taxa de aceleração de força 2 e PO: taxa de desaceleração ou descarga. 5b: força de reação do solo horizontal durante a marcha, FXMIN: força mínima, FXMAX: força máxima, ID: impulso de desaceleração e IA: impulso de aceleração

4.2.5 Análise Cinemática

Para a análise cinemática da marcha, foi utilizado o sistema Vicon® com 11 câmeras (Vicon® Motion Systems Ltd), operando com frequência de aquisição de 100 Hz. As câmeras foram fixadas no teto, dispostas de forma circular ao redor do laboratório de forma a capturar todos os marcadores retro-refletivos fixados sobre o corpo dos participantes.

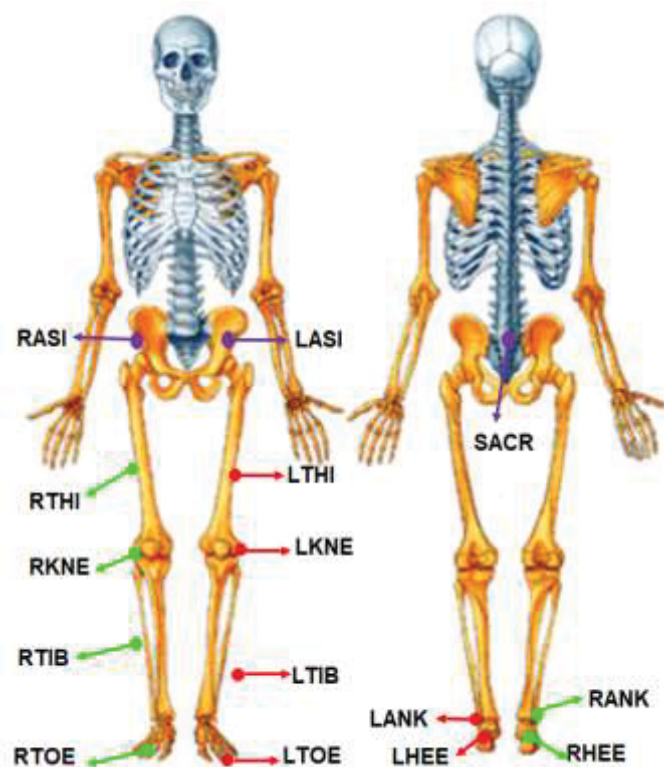
Para reconstrução tridimensional dos segmentos corporais, foram utilizados 15 marcadores (1 cm de diâmetro), fixados em pontos anatômicos de acordo com o modelo Plug-in-Gait (VICON MOTION SYSTEMS LTD, 2016). A figura 6 demonstra os locais anatômicos empregados para a análise.

Após as familiarizações no ambiente, foram coletadas 03 tentativas válidas de cada sujeito. A determinação das passadas e/ou tentativas válidas se deu a partir do contato do *heel strike* na plataforma de força, que pode ser observado ao vivo pelo software do sistema de coleta e processamento de dados

da Vicon®, o Nexus 2.5. As avaliações da marcha ocorreram com um intervalo breve, apenas para retorno do sujeito a posição inicial da coleta. Ao total os sujeitos realizaram 12 repetições/caminhadas, 06 para cada velocidade (usual e rápida) e condição (com e sem sobrepeso).

O filtro utilizado para as análises dos dados foi o *Butterworth* de 4ª ordem, passa baixa de 10hz, filtrados pelo software do sistema Nexus, versão 2.5. As análises dos dados foram realizadas *no software MatLab2016*, com as rotinas desenvolvidas pela Dra. Jerusa Petrónna Resende Lara, para a extração e normalização dos dados (peso/massa corporal), extração dos picos mínimos e máximos das FRS, extração dos picos máximos e mínimos dos ângulos de quadril joelho e tornozelo, extração dos ângulos d quadril, joelho e tornozelo no momento do contato inicial e variáveis espaço temporais da marcha de cadência, velocidade média, tempo de passada, percentual de duplo apoio e comprimento da passada.

FIGURA07: MODELO DOS MARCADORES UTILIZADOS PARA A ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA BASEADO NO PROTOCOLO *PLUG IN GAIT SACR* DA VICON



FONTE: adaptado do modelo Plug in Gait Sacro da Vicon Motion System (2016)

NOTA: RASI: espinha ílaca direita; LASI: espinha ílaca esquerda; SACR sacro; RTHI: marcador da coxa do lado direito usado para calcular a localização e orientação do eixo de flexão do joelho; LTHI: marcador da coxa do lado esquerdo usado para calcular a localização e orientação do eixo de flexão do joelho. RKNE: epicôndilo lateral do joelho direito; LKNE: epicôndilo lateral do joelho esquerdo; RTIB: marca técnica colocada sobre o terço inferior da tíbia direita para determinar o alinhamento do eixo de flexão de tornozelo; LTIB: marca técnica colocada sobre o terço inferior da tíbia esquerda para determinar o alinhamento do eixo de flexão de tornozelo; RANK: maléolo lateral direito; LANK: maléolo lateral esquerdo; RTOE: colocado sobre a segunda cabeça do metatarso direito; LTOE: colocado sobre a segunda cabeça metatarso esquerdo. RHEE: calcâneo direito; LHEE: calcâneo esquerdo

4.2.6 Procedimento para a indução de sobrepeso.

Para a indução de sobrecarga/sobrepeso foi utilizado um colete (Actual Sports) que permite adicionar cargas de forma controlada (Figura 6). Este colete foi desenvolvido para o treinamento esportivo e contém cargas avulsas, as quais podem ser distribuídas equilibradamente na parte frontal e posterior.

A indução da sobrecarga aconteceu pelo acréscimo de carga necessária (previamente calculada a partir do IMC de eutrofia) para incrementar a massa corporal de forma a alcançar um IMC que correspondesse a uma condição de sobrepeso, para os adultos jovens e os idosos.

FIGURA 6 - COLETE PARA ADIÇÃO DE CARGA



FONTE: *Actual Sports* (2016).

5 TRATAMENTO DOS DADOS E ESTATÍSTICA

Todas as análises estatísticas foram calculadas com o auxílio do *software* utilizado foi o *MatLab 2016*. A normalidade dos dados analisados foi realizada por meio do teste Shapiro-Wilk. A estatística realizada para este estudo foi: *test t Student* para comparar as diferenças antropométricas com e características da amostra e o tamanho de efeito pro *Cohen (d)*; análise de variância múltipla de dois fatores ANOVA (Two-Way) onde os fatores foram: população (adulto jovem e idoso), e indução de sobrepeso (com carga e sem carga) calculados para as diferentes velocidades (habitual e maior que habitual); O teste *post hoc* Bonferroni utilizado foi aplicado através do teste *multicompare* e para todos as interações entre grupos foram calculados o tamanho de efeito (W). O nível de significância adotado para todas as análises foi de $p \leq 0.05$.

6 RESULTADOS

Os estudos das análises cinéticas e cinemáticas contaram com a mesma amostra. Foram analisados os dados de 30 indivíduos, 15 jovens ($22 \pm 3,7$ anos); massa ($60,0 \pm 5,9$ quilos); estatura ($1,7 \pm 0,1$ metros); IMC ($21,8 \pm 1,4 \text{ kg/m}^2$) e 15 idosos ($69,8 \pm 6,4$ anos); massa ($60,6 \pm 7,0$ quilos); estatura ($1,60 \pm 0,1$ metros) e IMC ($24,2 \pm 1,4 \text{ kg/m}^2$).

A carga adicionada para o alcance do IMC de sobrepeso foi em média de $13,2 \pm 4,0$ quilos para os jovens e $11,7 \pm 3,4$ quilos para os idosos. O IMC final dos sujeitos, após a indução da carga foi em média de $26,7 \pm 2,0 \text{ kg/m}^2$ nos jovens e $28,8 \pm 2,1 \text{ kg/m}^2$ para os idosos.

Em relação as características da amostra, os grupos (jovem e idoso) foram similares na massa, entretanto foram encontradas diferenças para idade ($p= 0,00$; $d= 9,11$), estatura ($p=0,01$; $d=0,95$), IMC sem carga ($p= 0,00$; $d= 1,31$) e com carga ($p= 0,00$; $d= 1,07$). A tabela 1 apresenta as médias, desvios padrão, significância e tamanho de efeito (d cohen) da caracterização dos sujeitos jovens e idosos pré e pós indução de sobrepeso

TABELA 1: MÉDIA, DESVIO PADRÃO, SIGNIFICÂNCIA E TAMANHO DE EFEITO DAS CARACTERÍSTICAS DA AMOSTRA PRÉ E PÓS INDUÇÃO DE SOBRECARGA.

VARIÁVEIS	GRUPOS		P	D
	ADULTOS (N=15)	IDOSOS (N=15)		
Idade (anos)	$22,0 \pm 3,7$	$69,8 \pm 6,4$	0,00	9,11
Massa Corporal (kg)	$60,0 \pm 5,9$	$60,6 \pm 7,0$	1,00	0,09
Estatura (m)	$1,7 \pm 0,1$	$1,6 \pm 0,1$	0,01	0,95
IMC (kg/m^2)	$21,8 \pm 1,4$	$24,2 \pm 1,4$	0,00	1,31
Massa corporal CC (kg)	$73,4 \pm 6,5$	$72,2 \pm 6,4$	0,53	0,16
IMC CC (kg/m^2)	$26,7 \pm 2,0$	$28,8 \pm 2,1$	0,00	1,07

FONTE: O autor

NOTA: Os valores em destaque, representa significância de $p < 0,05$; IMC: Índice de Massa Corporal; DP: desvio padrão; CC: Com carga/sobrepeso induzido; P: significância estatística, D: tamanho de efeito por teste t de Cohen.

Os grupos (adultos jovens e idosos) foram analisados por dois fatores: o primeiro para a carga e/ou sobrepeso, identificados através das siglas: SC para condição sem sobrecarga; CC para condição com sobrecarga. E o segundo fator, a velocidade da marcha realizada, identificada como: VU para velocidade usual; VR para velocidade rápida.

Em nenhum momento a velocidade média da marcha usual e rápida foram testadas juntas, foram realizadas comparações somente de maneira isolada e desta forma, foram encontrados que a marcha dos adultos jovens em velocidade usual, obtiveram um resultado inferiores a marcha realizada pelos idosos, os jovens caminharam a $1,27\text{m/s} \pm 0,14$ sem carga e $1,30\text{m/s} \pm 0,17$ com carga adicional, enquanto que os idosos sem carga, caminharam a $1,32\text{m/s} \pm 0,17$ e $1,39 \pm 0,27$ com carga. Entretanto, na velocidade rápida, os parâmetros da variável do jovem foram maiores que o idoso, caminhando a uma velocidade média de $1,83\text{m/s} \pm 0,15$ sem carga e $1,76\text{m/s} \pm 0,18$ com carga, enquanto que o idoso caminhou a $1,76\text{m/s} \pm 0,26$ sem carga e $1,69\text{m/s} \pm 0,25$ com carga.

Embora os resultados tenham demonstrado diferenças nas condições da velocidade usual para a rápida de 30% para os jovens e 25% para os idosos e que as velocidades médias foram menores na condição de sobrepeso, correspondendo a 25,8 e 17,7% para jovens e idosos respectivamente; as mudanças não foram suficientes para apresentar significância nas velocidades médias da marcha realizada entre os grupos (adulto jovem e idoso) tanto para a usual sem carga ($p= 0,258$; $\omega= 0,150$) e com carga ($p= 0,518$; $\omega= 0,086$) como para a velocidade rápida sem carga ($p= 0,228$; $\omega= 0,158$) e com carga ($p= 0,119$; $\omega= 0,168$).

Com o intuito de facilitar a apresentação e compreensão dos resultados quanto aos parâmetros cinéticos e cinemáticos da marcha, a disposição dos dados foi dividida em dois capítulos no formato de artigo. O primeiro (capítulo 7), trata da análise dos parâmetros cinéticos das forças de reação do solo. O segundo (capítulo 8), desenvolve as análises cinemáticas das variáveis espaço temporal e angulares

7 ANÁLISE DA FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO DA MARCHA DE IDOSOS SOBRE A INFLUÊNCIA DA SIMULAÇÃO DE SOBREPESO EM DIFERENTES VELOCIDADES.

7.1 INTRODUÇÃO:

Durante o processo do envelhecimento ocorrem alterações nos parâmetros da marcha, os quais aumentam a predisposição à quedas. A análise da marcha nessa população é uma ferramenta eficiente para avaliar disfunções da locomoção (MUNIZ et al., 2006). Diversos fatores podem contribuir para modificar vários parâmetros da marcha em função do avanço da idade. O sobrepeso e a obesidade são fatores relevantes (HAMU et al., 2013).

O excesso de massa corporal tem sido frequentemente associado à limitações estruturais e funcionais, as quais podem restringir o controle de movimentos (HILLS et al., 2002; JEBELLI; AHN; STENTZ, 2016) e modificar os parâmetros espaciais da marcha. Por exemplo, obesos tendem a apresentar redução na velocidade e na cadência, enquanto o tempo na fase de duplo apoio e a largura do passo são aumentados (SHEEHAN; GORMLEY, 2013). Além disso, obesos produzem maiores picos na força vertical de reação do solo (FRS_v) nas fases de aceitação do peso (F_{z1}), na descarga do peso na fase de apoio duplo (F_{zmin}) e na aceleração/propulsão do membro (F_{z2}) (WINTER, 1988). São observadas ainda mudanças nos impulsos de desaceleração (ID), aceleração (IA) e nos picos das forças mínimas e máximas (F_{xmin} , F_{xmax}) no plano ântero-posterior em relação aos não-obesos (DA SILVA-HAMU, 2013; WHITTLE, 1996a).

As mudanças no padrão da marcha observadas nos idosos com sobrepeso ocorrem devido a incapacidade física e neuromuscular de atenuar adequadamente as forças, as quais resultam em uma adaptação da caminhada de forma a prover melhor estabilidade corporal (DE SOUZA et al., 2005; FJELDSTAD et al., 2008). A instabilidade corporal e as dificuldades de locomoção impostas aos indivíduos com excesso de peso têm sido relacionadas ao risco global de quedas (DE SOUZA et al., 2005), que por sua vez, respondem

por 36% das lesões em obesos. De fato, obesos possuem quase o dobro da prevalência em quedas durante a marcha (27%), quando comparados aos eutróficos (15%) (MITSUOKA et al., 2015).

A capacidade de manter a estabilidade corporal e conseqüentemente evitar o risco de queda aumentam com o acréscimo da velocidade da marcha devido a menor amplitude de movimentos, maior desconforto ao caminhar, fadiga precoce e a diminuição da capacidade de absorção de impacto pelas articulações (DE SOUZA et al., 2005; WEARING et al., 2006). Portanto, o aumento da velocidade da marcha em obesos pode ser um agravante entre esses sujeitos.

As alterações físicas e mecânicas provenientes do sobrepeso e a obesidade dificultam o acesso e a presença dos sujeitos em testes laboratoriais tradicionais. Desta forma, este estudo teve como objetivo avaliar se a manipulação da massa corporal que conduza a uma condição de sobrepeso influencia a FRS. Além disso, o estudo visou analisar se a FRS nas condições com e sem sobrepeso é influenciada pela velocidade da marcha.

7.2 METODOLOGIA

Ver itens e subitens do capítulo 4 e 5

7.3 RESULTADOS

Durante o procedimento de coleta de dados, nenhum participante relatou desconforto, o que demonstra que o protocolo proposto de indução de sobrepeso foi adequado para o propósito deste estudo.

Os grupos (jovens e idosos) foram similares nas características da massa e estatura, foram encontradas diferenças nas variáveis para idade ($p= 0,00$; $d= 9,11$) e índice de massa corporal sem carga ($p= 0,00$; $d= 1,31$) e com carga ($p= 0,00$; $d= 1,07$). No entanto, não foram encontradas diferenças nas interações

entre o fator grupo e carga/sobrepeso induzido nas diferentes variáveis da componente vertical e anteroposterior, independentes das velocidades de marchas avaliadas

Ao observar os picos das forças de reação do solo, observou-se que o aumento da velocidade da marcha da usual para rápida influenciou na magnitude dos picos da FRS vertical e anteroposterior, indicando que independentemente da idade e massa corporal a marcha em velocidade rápida é capaz de produzir maiores picos em relação a velocidades usual. A tabela 1 apresenta os componentes da FRS para os dois grupos em velocidade usual e rápida com e sem sobrecarga. A tabela 2 apresenta os valores da análise de variância de dois fatores, interação da condição grupo e sobrepeso/carga nas diferentes velocidades da marcha.

Na velocidade usual, foram encontradas diferenças apenas nas variáveis da FRS anteroposterior no instante do pico mínimo ($F_{x\min}$) e impulso de desaceleração (ID) ($p= 0,039$; $\omega= 0,272$). Estes dados indicam que o pico de desaceleração na direção ântero-posterior do jovem é maior que o idoso e que o jovem tem maior capacidade de desaceleração (27% sem carga e 14% com carga) durante a primeira metade da fase de apoio em relação ao idoso.

O impulso de desaceleração (ID) médio do grupo de idosos em velocidade usual ($p= 0,00$; $\omega= 0,504$), foi 38% menor quando comparado ao grupo de jovens na condição sem indução da sobrecarga e 31% com sobrecarga.

Em velocidade de marcha rápida, a análise de variância apontou apenas significância para o fator principal grupo nas duas direções analisadas da FRS (vertical e anteroposterior), deste modo, no eixo vertical, o pico de aceleração F_{z2} ($p= 0,049$; $\omega=0,264$) do idoso foi maior (14 e 16%) que o jovem nas condições sem e com indução de sobrecarga, respectivamente. No pico da força mínima no vale, $F_{z\min}$, ($p= 0,011$; $\omega=0,338$), o idoso foi (8 e 6%) menor que o jovem nas condições sem e com a simulação do sobrecarga.

Foram encontradas diferenças para todas as variáveis da FRSap ($F_{x\min}$, $F_{x\max}$, ID e IA) em velocidade de marcha rápida. Na da força de desaceleração mínima ($F_{x\min}$), o idoso foi 40% menor sem a sobrecarga e 32% com a indução

da sobrecarga quando comparado ao grupo de jovens ($p= 0,00$; $\omega=0,467$). O pico de $F_{x\text{máx}}$ do jovem é maior (15 e 19%) que o idoso ($p= 0,002$; $\omega= 0,408$) com e sem a indução da sobrecarga, respectivamente.

O impulso de desaceleração (ID) ($p= 0,00$; $\omega= 0,516$) dos jovens foi 45% maior em na marcha sem carga e 32% com sobrecarga quando comparado aos idosos. O impulso de aceleração (IA), foi 14% menor para os idosos ($p= 0,018$; $\omega= 0,315$), em relação ao jovem e em ambas as situações de manipulação da massa corporal (com e sem sobrecarga).

TABELA 1: MÉDIAS E DESVIO PADRÃO DAS VARIÁVEIS DA FORÇA VERTICAL (Z) E ANTEROPOSTERIOR (X) DURANTE AS DUAS DIFERENTES VELOCIDADES DA MARCHA.

VARIÁVEIS	VELOCIDADE USUAL				VELOCIDADE RÁPIDA			
	GRUPO JOVEM		GRUPO IDOSO		GRUPO JOVEM		GRUPO IDOSO	
	SC	CC	SC	CC	SC	CC	SC	CC
Fz1 (PC)	1,11±0,16	1,08±0,11	1,08±0,08	1,10±0,11	1,07±0,08	1,10±0,11	1,24±0,16	1,24±0,19
Fz2 (PC)	0,73±0,14	0,71±0,11	0,71±0,08	0,67±0,08	0,71±0,08	0,67±0,07	0,57±0,20	0,56±0,14
Fzmin (PC)	1,09±0,10	1,10±0,05	1,11±0,07	1,06±0,07	1,11±0,07	1,06±0,07	1,11±0,08	1,08±0,08
TC1 (PC/s)	7,14±2,50	6,33±1,41	6,80±1,90	7,71±2,32	6,80±1,90	7,71±2,32	10,86±2,79	10,22±3,05
TC2 (PC/s)	7,77±6,36	5,37±0,97	5,72±1,20	6,00±0,86	5,72±1,12	6,00±0,86	8,27±1,39	7,09±0,81
PO (PC/s)	6,37±2,15	6,53±1,24	6,86±1,30	6,90±1,25	6,86±1,30	6,90±1,25	7,87±2,01	8,03±1,44
Fxmin (PC)	-0,18±0,05	-0,17±0,03	-0,13±0,07	-0,15±0,08	-0,13±0,07	-0,15±0,08	-0,16±0,09	-0,19±0,10
Fxmax (PC)	0,21±0,05	0,21±0,04	0,20±0,04	0,19±0,03	0,20±0,04	0,12±0,03	0,23±0,06	0,23±0,05
ID (Pc.s)	0,03±0,01	0,03±0,00	0,02±0,01	0,02±0,01	0,02±0,01	0,02±0,01	0,02±0,01	0,02±0,01
IA (Pc.s)	0,03±0,01	0,03±0,00	0,03±0,01	0,03±0,01	0,03±0,01	0,03±0,07	0,03±0,01	0,03±0,01

FONTE: O autor

NOTA: Valores expressos em médias ± desvio padrão; CC: com sobrecarga/sobrepeso; SC: Sem sobrecarga/sobrepeso; Fz1: primeiro pico da força vertical; Fz2: segundo pico da força vertical; Fzmin: força vertical mínima (vale); TC1: taxa de aceleração de força vertical 1, TC2: taxa de aceleração de força vertical 2; PO: taxa de desaceleração ou descarga; Fxmin: pico anteroposterior mínimo; Fxmax: Pico anteroposterior máximo; ID: impulso de desaceleração; IA: Impulso de aceleração.

TABELA 2: VALORES DE SIGNIFICÂNCIA E TAMANHO DE EFEITO DAS ANÁLISES DE VARIÂNCIA PARA FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO DA MARCHA EM VELOCIDADE USUAL E RÁPIDA E A SUA INTERAÇÃO.

VARIÁVEIS	VELOCIDADE USUAL						VELOCIDADE RÁPIDA					
	P		TAMANHO DE EFEITO		P		TAMANHO DE EFEITO		P		TAMANHO DE EFEITO	
	G	CC	GXCC	G	CC	GXCC	G	CC	GXCC	G	CC	GXCC
Fz1 (PC)	0,63	0,96	0,49	0,06	0,01	0,09	0,04	0,59	0,89	0,28	0,07	0,02
Fz2 (PC)	0,13	0,20	0,47	0,20	0,17	0,10	0,05	0,79	0,88	0,26	0,04	0,02
Fzmin (PC)	0,63	0,61	0,34	0,07	0,07	0,13	0,01	0,25	0,57	0,34	0,16	0,08
TC1 (PC/s)	0,34	0,82	0,07	0,13	0,03	0,24	0,57	0,89	0,69	0,08	0,02	0,06
TC2 (PC/s)	0,35	0,96	0,13	0,13	0,01	0,20	0,60	0,08	0,98	0,07	0,24	0,00
PO (PC/s)	0,35	0,60	0,56	0,13	0,07	0,08	0,12	0,30	0,44	0,21	0,14	0,11
Fxmin (PC)	0,04	0,95	0,42	0,27	0,01	0,11	0,00	0,59	0,71	0,47	0,07	0,05
Fxmax (PC)	0,22	0,72	0,81	0,17	0,05	0,03	0,00	0,88	0,53	0,41	0,02	0,09
ID (Pc.s)	0,00	0,75	0,74	0,50	0,04	0,04	0,00	0,43	0,78	0,52	0,11	0,04
IA (Pc.s)	0,15	0,99	0,28	0,19	0,00	0,14	0,02	0,82	0,96	0,32	0,03	0,01

FONTE: O autor

NOTA: Os valores em destaque, representa significância de $p < 0,05$; G: grupo; CC: com carga; GXCC: Interação de grupo e sobrepeso/com carga Fz1: primeiro pico da força vertical; Fz2: segundo pico da força vertical; Fzmin: força vertical mínima (vale); TCz1: taxa de aceleração de força vertical 1, TCz2: taxa de aceleração de força vertical 2; PO: taxa de desaceleração ou descarga; Fxmin: pico anteroposterior mínimo; Fxmax: Pico anteroposterior máximo; ID: impulso de desaceleração; IA: Impulso de aceleração.

7.4 DISCUSSÃO:

Este estudo visou analisar os parâmetros de força de reação do solo durante a marcha de adultos jovens e idosos em função da manipulação da massa corporal induzindo ao status de corporal em diferentes velocidades de marcha.

O excesso de massa corporal é responsável por diversas alterações nos parâmetros cinéticos da força de reação do solo e espaciais da marcha (MUNIZ et al., 2010). Neste aspecto, foram observadas apenas discretas mudanças na velocidade média da caminhada usual e rápida dos jovens e idosos avaliados, mesmo após a indução da sobrecarga. Da mesma forma que outros estudos observaram pouca ou nenhuma significância nas mudanças da velocidade média da marcha ao correlacionar grupos de idades e condições de sobrepeso/obesidade (CORTEZ, 2012; MESSIER et al., 1996).

As diferenças nas variáveis da FRS vertical e anteroposterior para as diferentes velocidade de marcha (usual e rápida) aconteceram somente para o fator grupo (idosos e jovens) corroborando com estudos que também encontraram mudanças relacionados ao envelhecimento nos parâmetros cinéticos das FRS em diferentes velocidades de locomoção (CHEHAB; ANDRIACCHI; FAVRE, 2017; CORTEZ, 2012).

Apesar das alterações reportadas nos parâmetros das forças de reação do solo da marcha entre jovens e idosos com sobrepeso (HAMU et al., 2013), não foram encontradas diferenças tanto nas componentes da força de reação do solo vertical e anteroposterior para o fator carga/sobrepeso induzido. Sugere que a similaridade encontrada para esta condição se deu pelo fato da sobrecarga ter ocorrido de forma imediata, através do colete, sem um período de adaptação prévia do sujeito avaliado e, desta forma, tanto o jovem como o idoso mantiveram os padrões da marcha sem sobrecarga independente das velocidades testadas.

Os parâmetros da força de reação do solo vertical da marcha estão diretamente ligados ao desempenho funcional dos idosos, logo, os idosos

hígidos apresentam menores declínios nos componentes cinéticos da marcha quando comparados aos idosos com algum déficit motor (HOLLMAN et al., 2007). Neste aspecto, em velocidade usual, os jovens e idosos não apresentaram diferenças em nenhuma das variáveis da componente de FRSv corroborando com estudos que avaliaram a FRSv de jovens e idosos (20-60 anos) em diferentes velocidades de marcha (usual e rápida) e do qual também não houve diferenças nos picos da força vertical avaliados (CHUNG; WANG, 2010).

Tem sido descrito que há uma forte relação entre o aumento da velocidade da marcha e as alterações nos picos da força de reação do solo vertical (VILLEGER et al., 2014; WINTER, 1988), estes tendem a aumentar a sua magnitude, principalmente na descarga e/ou aceitação do peso ($Fz1$) (CHUNG; WANG, 2010; WATT et al., 2010). Por outro lado, os resultados encontrados neste estudo são equivalentes a pesquisa recente do qual, ao comparar a variável do primeiro pico da FRSv entre idosos e jovens em velocidades usual e rápida também não foi observado diferenças em relação a idade (BOYER et al., 2017).

Embora não sejam observadas mudanças significativas entre idosos e jovens no pico de força vertical mínima ($Fzmin$) (LARISH; MARTIN; MUNGIOLE, 1988; MUNIZ et al., 2010), as diferenças encontradas em velocidade de rápida no pico do $Fzmin$ corroboram com resultados de estudos, que, ao comparar as forças de reação do solo de jovens e idosos, os picos de $Fzmin$ diminuíram em velocidade rápida (CHUNG; WANG, 2010). Os achados podem ser interpretados como indicativas de reduções relacionadas à idade nas oscilações verticais do centro de gravidade, resultando em uma menor aceleração vertical no centro de gravidade dos idosos, representando assim uma tentativa dos adultos mais velhos de melhorar a economia de energia, minimizando os deslocamentos verticais no centro de gravidade e reduzindo as forças musculares necessárias para desacelerar e acelerar o corpo durante a caminhada (LARISH; MARTIN; MUNGIOLE, 1988).

São limitadas as informações a respeito da comparação das FRSv de jovens e idosos saudáveis em diferentes velocidades. Sabe-se que as

magnitudes da força, tempo e movimento sofrem mudanças com o decorrer do envelhecimento podendo ser ainda mais influenciadas pela velocidade da marcha (WINTER, 1988). Apesar de diversos autores indicarem que os jovens apresentam maiores picos nas variáveis da FRSv ($Fz1$; $Fz2$ e $Fzmin$) em relação aos idosos (WATELAIN et al., 2000; WATT et al., 2010), os idosos dessa pesquisa, em velocidade de marcha rápida, apresentaram maiores picos no segundo pico da força vertical ($Fz2$) em 14% e 15% sem carga e com carga em relação aos jovens, que pode ser justificado por uma tentativa de aumentar e/ou garantir uma melhor propulsão para o início de um novo ciclo da marcha em velocidade.

As diferenças encontradas na componente da FRS anteroposterior, na variável $Fxmin$ (força de desaceleração), são similares aos que se tem descrito, em velocidade usual observa-se que o idoso obteve resultados menores (56%) quando comparado ao jovem (CHEN; CHANG; CHOU, 2013). Nessa perspectiva, foram observados por diversos autores, assim como nessa pesquisa, uma atenuação do impulso de desaceleração (ID) do idoso em comparação ao jovem, assim pode-se afirmar que as mudanças decorrentes do processo do envelhecimento como o enrijecimento articular, diminuição das amplitudes de tornozelo e fraqueza muscular, levam o idoso a realizar instintivamente adaptações em relação a velocidade, reduzindo os picos de desaceleração e propulsão da marcha (PINHO, 2012; WINTER et al., 1990).

No plano anteroposterior, em velocidade rápida, na força de desaceleração mínima ($Fxmin$) os idosos apresentaram um capacidade de desaceleração menor que os jovens, acredita-se que o resultado encontrado ocorra pelo fato do idoso ter uma capacidade reduzida de gerar atrito e/ou fricção durante a marcha e a velocidade de caminhada afeta diretamente a magnitude da força do contato do calcanhar e, portanto, também tem um efeito direto sobre a demanda de atrito durante a locomoção (KIM SUKWON, THURMON LOCKHART, 2005).

É fato que ocorram alterações no padrão cinético verticais e anteroposteriores da marcha com o envelhecimento, neste aspecto, ao comparar a marcha de jovens e idosos em diferentes velocidades, os idosos apresentaram

diminuições na FRS anteroposterior máxima, independente da velocidade testada (NIGG; SKLERYK, 1988). Assim como descrito, os dados dessa pesquisa apresentaram similaridade no pico de F_{xmax} , ou seja, foram encontradas reduções em comparação aos jovens. Esses declínios demonstram que a magnitude das forças de desaceleração e aceleração na direção anterior-anterior da FRS são dependentes da velocidade da marcha e podem sofrer alterações em maior ou menor grau dependendo da amplitude articular, força e potência muscular do idoso.

Em relação aos impulsos de desaceleração (ID) e aceleração (IA) em velocidade rápida, em ambas variáveis, os idosos obtiveram resultados inferiores aos jovens. Os achados corroboram com os de Burnfield e Powers (BURNFIELD; POWERS, 2007) que, em sua análise revelou uma forte correlação positiva entre a velocidade de caminhada dos sujeitos avaliados e os picos de FRS_{ap} . O aumento da velocidade nos indivíduos adultos jovens aumentam o comprimento da passada para alcançar uma velocidade de caminhada mais rápida e desta forma experimentaram aumentos maiores no pico de F_{xmin} e ID (BURNFIELD; POWERS, 2007). Além disso, aumentos podem não serem vistos de maneira efetiva em idosos quando experimentam o aumento de velocidade; devido aos declínios musculoesqueléticos e geração de força, logo, os picos de ID e IA à medida que a marcha modificou de uma caminhada para uma velocidade rápida (HRELJAC, 1993).

Neste aspecto, ao analisar o aumento da propulsão e impulsos na marcha em jovens e idosos, encontraram uma redução significativa na velocidade angular da flexão plantar isocinética, o que pode tornar a geração de propulsão e impulsos na velocidade rápida mais difícil para o idoso, os autores também sugerem que, os declínios em nível articular e muscular podem ser responsáveis pelas reduções das forças propulsivas em velocidades de marcha maiores (PARK; PARK, 2013).

7.5 CONCLUSÃO

Embora não seja encontrado experimentos específicos a respeito da força de reação do solo da marcha e o sobrepeso induzido em jovens e idosos na literatura, os resultados obtidos no fator idade, nas variáveis verticais e anteroposteriores corroboram com demais autores que descrevem declínios nos padrões da marcha dos idosos provenientes ao processo de envelhecimento.

Sugere que a ausência de significância no fator carga/sobrepeso induzido indique que o protocolo de indução de sobrepeso imediato, pode não ter influenciado de maneira efetiva nos padrões cinéticos da força de reação do solo da marcha de jovens e idosos, independente da velocidade (usual ou rápida).

8 ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA DE IDOSOS SOBRE A INFLUÊNCIA DO SOBREPESO E DIFERENTES VELOCIDADES.

8.1 INTRODUÇÃO

Com a expectativa de vida aumentando significativamente em países desenvolvidos quanto nos países em desenvolvimento, manter a qualidade de vida e a mobilidade da população está se tornando cada vez mais um fator importante. O envelhecimento humano é acompanhado por alterações estruturais e funcionais que comprometem o sistema neuromuscular afetando fatores como a força, equilíbrio, mobilidade articular. Tais alterações podem levar à dificuldades para desempenhar habilidades motoras, como por exemplo, andar (BOYER et al., 2017; OBE et al., 2015).

A população idosa tende a alterar o padrão de marcha e caminhar mais devagar devido as restrições físicas, como a diminuição da força, potência muscular, flexibilidade, e enrijecimento articular dos membros inferiores (DEVITA; HORTOBAGY, 2000; KERRIGAN et al., 2000; LELAS et al., 2003). Além disso, as alterações do sistema locomotor e musculoesquelético, provenientes ao envelhecimento, apresentam relação direta com a independência funcional do idoso (FARINATTI; CODECEIRA, 2004; MENZ; LORD; FITZPATRICK, 2003).

Além das mudanças e declínios observados na marcha dos idosos em velocidade usual, ao realizar a caminhada em velocidade maior que a habitual, indivíduos idosos quando comparado aos jovens tendem a sofrer maiores alterações nos parâmetros cinemáticos da marcha, neste aspecto, foi observado uma redução no ângulo do pico de extensão máxima do quadril, aumento da inclinação pélvica anterior, diminuição da plantiflexão do tornozelo gerando assim, maior instabilidade corporal elevando o risco de quedas (KERRIGAN et al., 1998b; PAVOL et al., 1999; VAN DEN BOGERT; PAVOL; GRABINER, 2002).

Outra condição que influencia o padrão da marcha além dos provenientes do envelhecimento é o sobrepeso e a obesidade. Neste sentido, foram encontradas reduções na velocidade média, maior cadência e comprimento da

passada, reduções nos ângulos articulares de tornozelo e maior flexão de joelho, em relação aos sujeitos jovens e idosos eutróficos (LAI et al., 2008; MESSIER, 1994; SPYROPOULOS et al., 1991).

Os indivíduos com excesso de massa corporal, especificamente os idosos, realizam uma marcha mais cautelosa (lenta), independente da velocidade de caminhada realizada (usual ou rápida), afim de reduzir e melhorar a absorção de impacto ocasionado pelo excesso de peso nas articulações e manter a estabilidade/equilíbrio corporal (HILLS, ANDREW P, 2001; KO; STENHOLM; FERRUCCI, 2010).

É fato que o efeito do sobrepeso e/ou a obesidade modificam os padrões da marcha reduzindo o desempenho dos membros inferior e consequentemente eleva o risco de quedas na população idosa (JAMES et al., 2015; KO; STENHOLM; FERRUCCI, 2010). Porém não foram encontrados estudos específicos sobre a relação do aumento da massa corporal em jovens e idosos e biomecânica da marcha. Nesta perspectiva, esse estudo teve como objetivo analisar as variáveis cinemáticas espaço-temporais e angulares de um grupo de sujeitos jovens e idosos em diferentes velocidades de marcha sob a influência de sobrepeso corporal simulado em laboratório.

8.2 METODOLOGIA

Ver itens e subitens do capítulo 4 e 5.

8.3 RESULTADOS

Não foram relatados incômodos ou desconfortos pelo uso do colete de indução de sobrepeso por nenhum dos sujeitos jovens ou idosos avaliados durante a caminhada. O procedimento de coleta de dados ocorreu de forma contínua, sem incidentes que pudessem interromper os procedimentos de

coletas de dados, o que demonstra que o protocolo proposto de indução de sobrepeso foi realizado de forma adequada para o propósito dessa pesquisa.

A Tabela 1 apresenta as médias (\pm desvio padrão) da cadência, velocidade, tempo de passada, percentual de duplo apoio, comprimento da passada, ângulos de flexão e extensão de quadril, joelho e tornozelo, tanto no instante de contato inicial, quanto valores máximos, durante o ciclo de marcha de jovens e idosos, nas condições com e sem sobrecarga e nas diferentes velocidades da marcha (usual e rápida).

A tabela 2 apresenta os valores da análise de variância para as variáveis espaço temporais e angulares nas condições com e sem sobrecarga em velocidade da marcha usual e rápida, para ambos os grupos.

A Figura 1 mostra as diferenças nos percentuais entre grupo idade nas variáveis espaço temporais com e sem carga induzida nas diferentes velocidades de marcha.

Não foram encontradas significâncias nas interações entre o fator carga (sobrepeso induzido) e o fator grupo idade (jovem e idosos), assim como não foram encontradas diferenças na velocidade média da marcha entre os grupos e o fator carga (capítulo 6).

Foram observadas diferenças entre jovens e idosos, independente da velocidade média de caminhada, para as variáveis: cadência, tempo de passada, percentual de duplo apoio, comprimento da passada, pico de extensão do quadril, primeiro pico de flexão do joelho e primeiro pico de plantiflexão de tornozelo.

As variáveis espaço temporais de cadência, tempo de passada, percentual de duplo apoio e comprimento da passada apresentaram significância no fator grupo tanto na velocidade usual como na rápida. Na velocidade usual, a cadência do idoso com sobrepeso foi maior que o idoso sem carga, maior que o jovem sem carga e maior que o jovem com carga ($p=0,00$; $\omega= 0,45$); em velocidade rápida, o idoso com carga foi maior que o jovem com carga e que o jovem sem carga ($p=0,00$; $\omega = 0,45$).

Por outro lado, o tempo de passada ($p=0,00$; $\omega= 0,45$) do jovem sem carga em velocidade usual foi maior que o jovem com carga, o idoso sem carga e o idoso com carga. Na velocidade de caminhada rápida, o jovem sem carga foi maior que o idoso sem carga e o idoso com carga ($p= 0,00$; $\omega= 0,45$).

No percentual de duplo apoio do idoso com carga ($p=0,04$; $\omega= 0,45$) na velocidade de marcha usual foi maior que o jovem sem carga. Na velocidade ($p= 0,00$; $\omega= 0,45$), o idoso com carga foi maior que o idoso sem carga, que o jovem sem carga e maior que o jovem com carga, indicando que, o tempo gasto para realizar o ciclo de passada do jovem é menor que o idoso em qualquer uma das condições.

O comprimento da passada do jovem sem carga, na velocidade usual ($p=0,03$ $\omega= 0,29$), foi maior que idoso sem carga e que o idoso com carga, assim como na velocidade rápida, o jovem sem carga ($p= 0,00$; $\omega= 0,58$) foi maior que o jovem com carga idoso sem carga e 16,96% que idoso com carga.

Para as variáveis angulares, no fator grupo (jovens e idosos), foram encontradas diferenças somente para a velocidade de marcha usual. O pico de extensão de quadril (PEQ) ($p=0,03$; $\omega= 0,30$), o idoso com carga foi maior 28,25%, que o idoso sem carga, 49,42% que o jovem sem carga e 10,40% que o jovem com carga.

No primeiro pico de flexão de joelhos (1PFJ) o jovem com carga ($p=0,05$; $\omega= 0,30$), foi maior que o jovem sem carga em 19,15%, 49,81% que o idoso sem carga e 30,94% que o idoso com carga. Para o primeiro pico de plantiflexão de tornozelo (1PPFT) também na velocidade usual, o idoso sem carga foi maior ($p=0,02$; $\omega= 0,32$) que o idoso com carga em 11,26%, 30,12% que o jovem sem carga e 31,86% maior que o jovem com carga

Ao analisar o fator carga, foram encontradas diferenças tanto para velocidade usual como para a velocidade rápida nas variáveis: percentual de duplo apoio, pico de extensão do quadril e primeiro pico de plantiflexão de tornozelo. Entretanto, foi encontrada diferença apenas em velocidade rápida na variável espaço temporal de comprimento de passada enquanto que, na

velocidade usual a significância foi observada somente no contato inicial do quadril (CIQ).

Em vista disso, no percentual de duplo apoio, o fator carga/sobrepeso simulado foi maior ($p=0,05$; $\omega= 0,26$) em relação ao grupo sem carga, logo, os jovens com carga demonstraram ser 2,87% maiores, enquanto os idosos com carga foram apenas 0,80% maiores que os idosos sem carga. Na velocidade rápida ($p=0,00$; $\omega= 0,40$), o percentual de duplo apoio do grupo com carga também foi maior em comparação ao grupo sem carga, neste os jovens foram 4,40% e os idosos 2,47% maiores que os sujeitos sem carga.

Por outro lado, o comprimento da passada em velocidade rápida, o grupo com carga obteve resultado inverso ao percentual de duplo apoio. O grupo sem carga ($p=0,05$; $\omega= 0,26$), foi maior que o grupo com carga e assim os jovens e idosos sem carga foram 5,26% e 5,33% maiores que os seus correspondentes sem carga.

Nas variáveis angulares, o resultado do ângulo do quadril no contato inicial (CIQ) demonstrou que ($p=0,003$; $\omega= 0,31$), em velocidade usual, o fator sem carga foi maior 21,76% em jovens e 25,20% em idosos com carga.

No pico de extensão de quadril (PEQ), em velocidade usual o fator carga foi maior que o grupo sem carga ($p=0,00$; $\omega= 0,32$), neste, os jovens com carga foram 13,45% maior que os sem carga assim como os idosos com carga foram maiores 28,25% que os idosos sem carga. Em velocidade rápida, os resultados encontrados no PEQ foram similares aos da velocidade usual ($p=0,03$; $\omega= 0,40$); os jovens com carga foram 26,31% maiores em relação aos sem carga, da mesma forma que os idosos que realizaram a marcha com carga foram 14,18% comparado aos idosos sem carga.

O resultado encontrado no fator carga em velocidade rápida para o primeiro pico de plantiflexão de tornozelo (1PPFT) ($p= 0,03$; $\omega= 0,31$), apresentou divergência entre o grupo jovem e idoso. Em relação ao grupo idade com carga, o idoso com carga foi maior 7,65% que o jovem com carga. Porém, ao analisar o fator com e sem carga separadamente, o jovem em velocidade rápida com carga foi 14% maior que o sem carga, enquanto que o idoso sem carga foi 12,55% maior que o idoso com carga.

TABELA 01: MÉDIA ± DESVIO PADRÃO VARIÁVEIS ESPAÇO TEMPORAIS E ANGULARES DA MARCHA DO JOVEM E IDOSO NAS CONDIÇÕES COME SEM SOBRECARGA EM DIFERENTES VELOCIDADES DA MARCHA.

VARIÁVEIS	VELOCIDADE USUAL						VELOCIDADE RÁPIDA					
	JOVEM			IDOSO			JOVEM			IDOSO		
	SC	CC	SC	SC	CC	SC	SC	CC	SC	CC	SC	CC
CAD (passo/min)	106,54 ± 6,7	110,4 ± 6,52	116,49 ± 11,83	122,80 ± 14,35	128,89 ± 7,74	130,58 ± 11,22	140,53 ± 12,96	142,67 ± 15,41				
VEL (m/s)	1,26 ± 0,14	1,30 ± 0,17	1,32 ± 0,17	1,38 ± 0,27	1,83 ± 0,16	1,75 ± 0,19	1,76 ± 0,26	1,69 ± 0,25				
TPDA (s)	1,13 ± 0,07	1,09 ± 0,06	1,04 ± 0,10	0,99 ± 0,11	0,93 ± 0,06	0,93 ± 0,08	0,86 ± 0,08	0,85 ± 0,09				
PDAP (%)	59,37 ± 3,00	61,27 ± 3,38	61,82 ± 1,65	62,32 ± 1,23	56,95 ± 2,41	59,79 ± 3,13	60,05 ± 2,60	61,57 ± 2,07				
CPDA (m)	1,42 ± 0,10	1,41 ± 0,13	1,36 ± 0,09	1,35 ± 0,15	1,71 ± 0,13	1,62 ± 0,17	1,50 ± 0,14	1,42 ± 0,17				
CIQ(°)	28,91 ± 10,55	22,62 ± 6,70	26,83 ± 8,87	20,07 ± 10,03	34,04 ± 9,97	29,11 ± 9,10	30,50 ± 10,51	27,67 ± 8,88				
PEQ(°)	-13,43 ± 11,40	-23,79 ± 7,16	-19,05 ± 5,74	-26,55 ± 7,81	-17,87 ± 10,58	-24,25 ± 8,29	-20,64 ± 6,54	-24,07 ± 5,20				
PFG(°)	28,91 ± 9,84	24,02 ± 6,52	27,14 ± 7,55	22,32 ± 6,39	29,92 ± 10,56	26,61 ± 5,68	28,64 ± 10,81	25,09 ± 7,94				
CIJ(°)	-6,92 ± 10,06	-9,31 ± 9,95	-9,50 ± 7,61	-8,08 ± 8,61	-4,72 ± 9,53	-3,19 ± 14,78	-7,96 ± 8,49	-5,99 ± 9,55				
P1FJ(°)	8,57 ± 9,44	10,60 ± 10,11	5,32 ± 5,73	7,32 ± 6,51	12,51 ± 9,73	14,78 ± 10,97	7,04 ± 6,22	10,06 ± 5,85				
PEJ(°)	-7,34 ± 11,19	-7,56 ± 10,66	-10,09 ± 7,59	-11,17 ± 7,74	-6,81 ± 12,25	-7,86 ± 11,36	-11,26 ± 6,89	-12,50 ± 7,23				
P2FJ(°)	50,02 ± 8,30	49,20 ± 9,14	47,27 ± 6,98	46,11 ± 7,93	52,28 ± 9,73	49,27 ± 10,42	47,48 ± 8,34	47,02 ± 9,32				
CIT(°)	-8,87 ± 7,25	-10,22 ± 8,21	-10,52 ± 5,91	-8,15 ± 9,36	-6,88 ± 5,36	-8,43 ± 7,43	-8,96 ± 6,98	-6,03 ± 5,15				
1PPFT(°)	-13,90 ± 9,11	-13,56 ± 6,67	-19,89 ± 7,13	-17,65 ± 3,85	-11,62 ± 6,66	-13,51 ± 6,29	-16,73 ± 6,91	-14,63 ± 3,57				
1PDFT(°)	6,48 ± 9,24	5,75 ± 10,23	6,41 ± 7,88	6,97 ± 8,33	3,48 ± 9,20	6,08 ± 9,51	2,45 ± 5,47	8,68 ± 4,99				
2PPFT(°)	-32,03 ± 7,04	-30,72 ± 7,54	-29,59 ± 5,04	-26,62 ± 7,31	-27,79 ± 18,61	-34,32 ± 7,78	-25,78 ± 17,78	-26,40 ± 7,45				

FONTE: O Autor

NOTA: Valores expressos em média ± desvio padrão (dp); SC: Sem carga; CC: Com indução de sobrecarga; CAD: cadência; VEL: Velocidade da marcha; TPDA: Tempo de passada; PDAP: Percentual de duplo apoio; CPDA: Comprimento da passada; CIQ: Contato inicial do quadril; PEQ: Pico de extensão do quadril; PFG: Pico de flexão do quadril; CIJ: Contato inicial do joelho; 1PFJ: Primeiro Pico de flexão de joelho; PEJ: Pico de extensão do joelho; 2PFJ: Segundo

pico de flexão de joelho; CIT: Contato inicial do tornozelo; 1PPFT: Primeiro pico de plantiflexão de tornozelo; 1PDFT: Primeiro pico de dorsiflexão do tornozelo; 2PPFT: Segundo pico de plantiflexão de tornozelo.

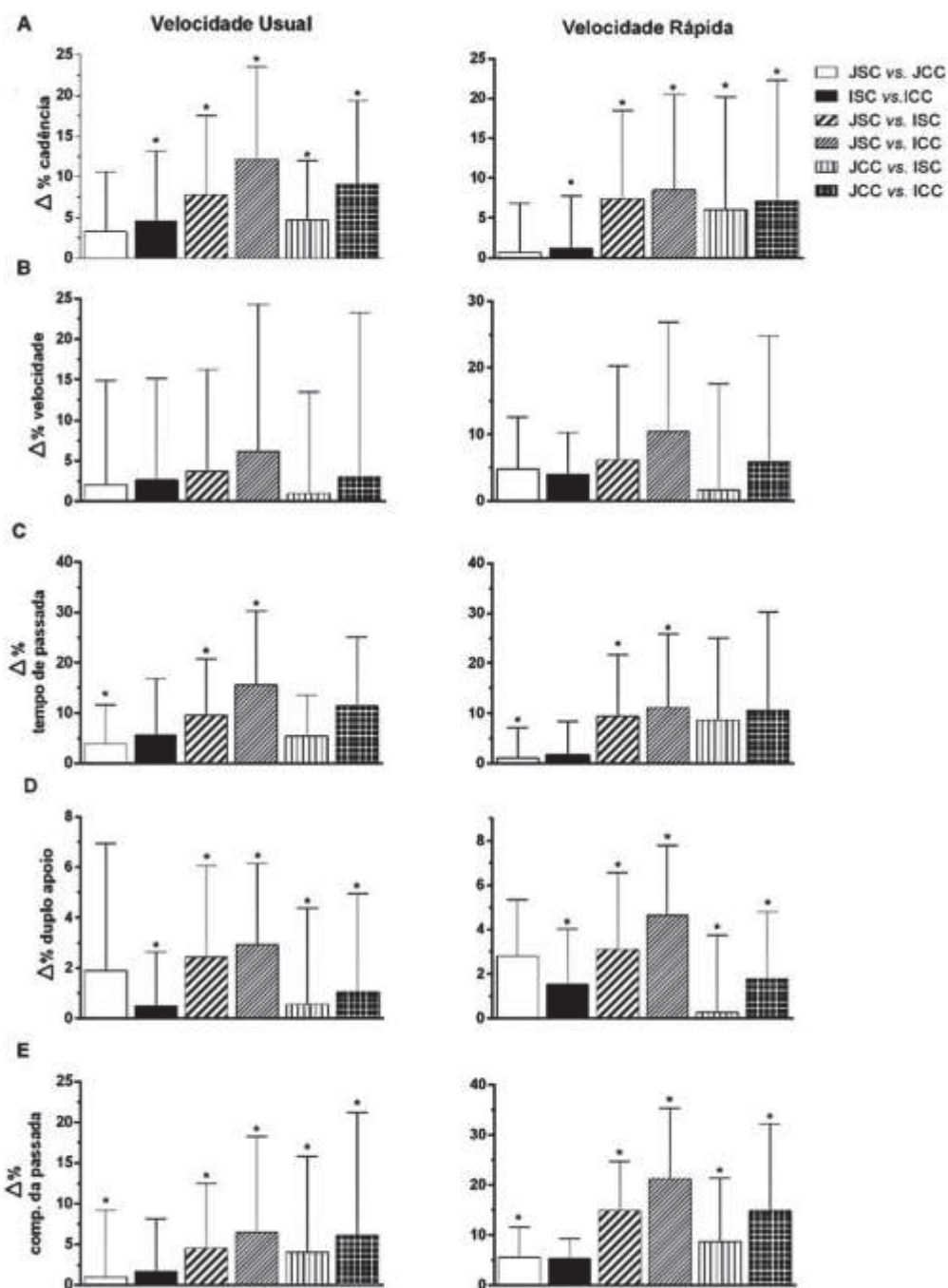
Tabela 2: Análise de variância, tamanho de efeito e significância para as variáveis espaço temporais e angulares dos grupos (jovem e idoso) em diferentes velocidades.

VARIÁVEIS	VELOCIDADE USUAL						VELOCIDADE RÁPIDA					
	P			TAMANHO DE EFEITO			P			TAMANHO DE EFEITO		
	G	CC	GXCC	GRUPO	CC	GXCC	G	CC	GXCC	G	CC	GXCC
CAD (passo/min)	0,00	0,08	0,89	0,45	0,23	0,02	0,00	0,65	0,91	0,45	0,06	0,01
VEL (m/s)	0,26	0,52	0,95	0,15	0,09	0,01	0,23	0,200	0,94	0,16	0,17	0,01
TPDA (s)	0,00	0,07	0,90	0,45	0,24	0,02	0,00	0,66	0,91	0,45	0,06	0,01
PDAP (%)	0,04	0,05	0,24	0,27	0,26	0,16	0,00	0,00	0,34	0,45	0,4	0,12
CPDA (m)	0,03	0,44	0,76	0,29	0,1	0,04	0,00	0,05	0,87	0,58	0,26	0,02
CIQ(°)	0,19	0,03	0,38	0,19	0,31	0,13	0,31	0,18	0,70	0,15	0,20	0,06
PEQ(°)	0,03	0,00	0,29	0,30	0,47	0,15	0,17	0,03	0,40	0,20	0,31	0,12
PFQ(°)	0,41	0,07	0,70	0,12	0,27	0,06	0,51	0,32	0,80	0,10	0,15	0,04
CIJ(°)	0,83	0,96	0,77	0,03	0,01	0,04	0,11	0,55	0,53	0,24	0,09	0,09
1PFJ(°)	0,05	0,92	0,93	0,30	0,02	0,01	0,06	0,23	0,32	0,28	0,18	0,15
PEJ(°)	0,99	0,88	0,72	0,00	0,02	0,05	0,80	0,55	0,99	0,04	0,08	0,00
2PFJ(°)	0,11	0,68	0,88	0,24	0,06	0,02	0,20	0,49	0,71	0,19	0,10	0,06
CIT(°)	0,45	0,96	0,23	0,11	0,01	0,17	0,31	0,18	0,70	0,15	0,20	0,06
1PPFT(°)	0,02	0,53	0,55	0,32	0,09	0,09	0,17	0,03	0,40	0,20	0,31	0,12
1PDFT(°)	0,12	0,64	0,48	0,25	0,08	0,11	0,51	0,32	0,80	0,10	0,15	0,04
2PPFT(°)	0,10	0,30	0,59	0,23	0,15	0,08	0,10	0,30	0,59	0,23	0,15	0,08

FONTE: O autor

NOTA: Os valores em destaque, representa significância de $p < 0,05$; G: Grupo (jovem e idoso); CC: com carga; GXCC: Interação de grupo e indução do sobrepeso/com carga; CAD: cadência; VEL: Velocidade da marcha; TPDA: Tempo de passada; PDAP: Percentual de duplo apoio; CPDA: Comprimento da passada; CIQ: Contato inicial do quadril; PEQ: Pico de extensão do quadril; PFQ: Pico de flexão do joelho; 1PFJ: Primeiro Pico de flexão de joelho; PEJ: Pico de extensão do joelho; 2PFJ: Segundo pico de flexão de joelho; CIT: Contato inicial do tornozelo; 1PPFT: Primeiro pico de plantiflexão de tornozelo; 1PDFT: Primeiro pico de dorsiflexão do tornozelo; 2PPFT: Segundo pico de plantiflexão de tornozelo.

FIGURA 1: DIFERENÇAS DOS PERCENTUAIS ENTRE GRUPO IDADE NAS VARIÁVEIS ESPAÇO TEMPORAIS COM E SEM SOBRECARGA NAS DIFERENTES VELOCIDADE DE MARCHA.



FONTE: O Autor

Nota: *: Significância $p \geq 0,05$ entre grupos idade e sobrepeso simulado; JCC: Jovem com carga; JSC Jovem sem carga; ICC: Idoso com carga; ISC: Idoso sem carga; Δ : delta das médias e desvio padrão.

8.4 DISCUSSÃO

Este estudo apresenta os resultados da análise cinemática tridimensional das variáveis espaço temporal e angulares da marcha de jovens e idosos realizada sob a influência da indução de sobrecarga em diferentes velocidades.

Há um consenso na literatura sobre as mudanças que ocorrem no padrão da marcha dos idosos com decorrer do envelhecimento e que, o mesmo pode ser agravado com o sobrepeso e/ou obesidade (HAMU et al., 2013; VARTIAINEN et al., 2012).

Ao relacionar o grupo idade do jovem e idoso, observou-se que o aumento da cadência e do percentual de duplo apoio no grupo dos idosos eutróficos, quando comparado aos jovens, corrobora com estudos recentes que ao avaliar a marcha de jovens e idosos em velocidade usual e rápida encontraram acréscimos nas variáveis espaço temporais devido a fraqueza muscular dos flexores e extensores de joelho, redução da amplitude de quadril e tornozelos que ocorre com o processo do envelhecimento, dificultando o aumento da amplitude articular e o aumento da passada que por sua vez seria compensado pelo aumento da cadência e de tempo de duplo apoio, ainda que o idoso apresente um contato mais curto do calcanhar com o solo. (FAN et al., 2016; FARINATTI; CODECEIRA, 2004; KAKURA, 2014; MOCHIZUKI; AMADIO, 2003).

A redução nos parâmetros espaciais da marcha observados no tempo de passada, comprimento de passada e o aumento da porcentagem do suporte do membro duplo durante o ciclo da marcha são semelhantes aos achados da literatura, demonstrando que, as modificações no padrão da marcha observado nos idosos, quando comparados aos jovens, podem representar adaptações as alterações nos sistemas sensoriais e/ou motores na tentativa direta de minimizar as forças que atuam em seu sistema musculoesquelético e assim produzindo um padrão de marcha mais seguro, eficiente e estável (ABOUTORABI et al., 2016; BARAK; WAGENAAR; HOLT, 2006; FAN et al., 2016; KO et al., 2018).

Em relação aos ângulos articulares de quadril, joelho e tornozelo de jovens e idosos e ao contrário do que se tem documentado que, o pico de extensão máxima do quadril (PEQ) seja o único parâmetro articular que é significativamente menor em pessoas idosas do que em adultos jovens (FRIGO et al., 1998) e que este corresponde a capacidade de manter a amplitude e comprimento da passada e posteriormente a velocidade da marcha (KERRIGAN et al., 2001), essa pesquisa apresentou resultado contrário a literatura para o pico de extensão máxima do quadril durante a caminhada em velocidade usual, nesta o resultado foi consistentemente maior em idosos do que em jovens.

Embora não se tenha avaliado o nível de aptidão física dos sujeitos jovens e idosos avaliados, sugere-se que o aumento do PEQ no idosos está relacionado a condição física dos participantes, uma vez que os mesmos demonstraram estar fisicamente ativos e não possuíam patologias e/ou dificuldades que influenciassem na mecânica locomotora. Neste sentido, estudos atuais apresentaram dados semelhantes ao comparar idosos a jovens fisicamente ativos com e sem um programa de treinamento físico, do qual os idosos ativos aumentam a velocidade e os picos angulares de extensão de quadril durante a marcha afim de manter a largura da passada e a velocidade da marcha (FRIGO et al., 1998; STANSFIELD et al., 2018; UEMATSU et al., 2018).

Além da articulação do quadril, durante a execução da marcha, a articulação do joelho trabalha na função de absorção do impacto da massa corporal e da manutenção do equilíbrio (WINTER, D; PATLA, A; FRANK, 1990). A tarefa primária para o membro inferior dos idosos no nível dos extensores e flexores do joelho, são realizadas principalmente para o controle do equilíbrio durante o apoio simples, enquanto que para os mais jovens a primeira tarefa é o controle da aceitação do peso e apoio duplo (SADEGHI et al., 2002; SILDER; HEIDERSCHEIT; THELEN, 2008).

Ao comparar jovens e idosos, os autores observaram que os idosos demonstraram declínios de até 48% no primeiro pico dos flexores dos joelhos (SADEGHI et al., 2002), assim como nesse estudo que os idosos demonstraram ser estatisticamente menor que os jovens. Os declínios observados no 1PPFJ nos idosos são reflexo das alterações da velocidade e cadência da marcha,

ilustrando a necessidade da atividade muscular para estabilizar e preservar o momento do joelho durante a contração isométrica dos flexores plantares do tornozelo (ROSE et al., 2002; SADEGHI et al., 2002).

No pico de plantiflexão de tornozelo desse estudo, os idosos apresentaram reduções semelhantes aos expostos por outros autores, do qual, de maneira geral, os idosos apresentaram reduções de 20 a 40% nos picos de plantiflexão de tornozelo em relação a adultos jovens (GRAF et al., 2005) devido a um possível enrijecimento articular e fraquezas nos músculos extensores e flexores de quadril, sugerindo este dado seja um potencial mecanismo compensatório para a fraqueza do flexor plantar (ANDERSON; MADIGAN, 2014; DEVITA; HORTOBAGYI, 2000; KERRIGAN et al., 1998b).

Ao analisar os resultados encontrados para o fator carga/sobrepeso simulado nota-se que os mesmos são análogos a outros estudos que avaliaram a marcha de sujeitos com sobrepeso real e eutróficos (CORTEZ, 2012; HAMU et al., 2013). Destacam o fator sobrepeso e a obesidade como prejudicial para as articulações dos membros inferiores, alterando de maneira significativa os padrões da marcha de jovens e idoso em comparação com os seus homólogos de peso normal enquanto caminhavam na velocidade usual e rápida (BROWNING; KRAM, 2007; CORTEZ, 2012).

Apesar de não ter sido encontrada significância na velocidade média da marcha e na interação entre jovens e idosos com sobrecarga, as diferenças encontradas no fator isolado da carga nas variáveis espaço temporais e angulares da marcha em velocidade usual e rápida, corroboram com estudos que analisaram a marcha de indivíduos com sobrepeso e/ou obesidade em diferentes velocidades de locomoção e encontraram modificações nos parâmetros espaciais e angulares da marcha dos jovens e idosos com excesso de massa corporal (KO; STENHOLM; FERRUCCI, 2010; MESSIER et al., 1994).

Deste modo, o grupo com excesso de massa corporal simulada, com carga (CC), em velocidade usual, apresentaram um acréscimo nas variáveis espaço temporal no percentual de duplo apoio, assim como descrito por autores que avaliaram a marcha de jovens e idosos obesos e eutróficos em diferentes velocidades e concluíram que, os acréscimos no percentual de duplo apoio

ocorreram como forma de aumentar a estabilidade do sujeito acima do peso e reduzir as exigências impostas a musculatura necessária para progressão a frente (HAMU et al., 2013; SHEEHAN; GORMLEY, 2013).

Os indivíduos com aumento de massa corporal, tendem a alterar suas estratégias de movimentos do quadril, joelho e tornozelo durante a locomoção afim manter estabilidade em diferentes velocidades de marcha (HAMU et al., 2013; KIM; BRUNT, 2013) adotando maiores percentuais de duplo apoio (SHEEHAN; GORMLEY, 2013) e reduções de até 15% no comprimento da passada (RUSSELL; BRAUN; HAMILL, 2010) assim como os sujeitos com sobrepeso induzido dessa pesquisa em velocidade usual e rápida.

Em relação aos parâmetros angulares da marcha, os sujeitos eutróficos dessa pesquisa foram maiores que os seus análogos com sobrepeso simulado no contato inicial do quadril (CIQ), diferentemente dos dados encontrados na literatura, que mostram maiores picos no contato inicial de flexão do quadril nos sujeitos com excesso de massa corporal (WHITTLE, 1996b; WU et al., 2002).

Entretanto, estudos atuais relataram obter resultados conflitantes nos ângulos do contato inicial e picos de extensão do quadril ao comparar sujeitos com excesso de massa corporal e eutróficos, independentemente da velocidade da marcha avaliada (BROWNING; KRAM, 2007; CHEHAB; ANDRIACCHI; FAVRE, 2017). Desta forma, sugere-se que a aplicação da sobrecarga induzida pelo colete realizada de forma imediata, sem um período/tempo de adaptação ao sobrepeso, pode ter influenciado os resultados encontrados nas variáveis do contato inicial de quadril (CIQ) na velocidade usual e no pico de extensão máxima de quadril (PEQ) nas diferentes velocidades avaliadas.

O declínio no primeiro pico de plantiflexão de tornozelo em velocidade rápida nos jovens quando comparado aos idosos com sobrepeso corroboram com estudos que analisaram a marcha nessas populações e condições e atribuem esse aumento não somente a massa, mas também a idade (BLANC et al., 1999; KO; STENHOLM; FERRUCCI, 2010). No entanto, ao analisar o fator carga isoladamente no grupo idade, pode-se notar que em velocidade rápida o 1PPFT dos jovens e idosos foram inversos em relação ao sobrepeso induzido. Os jovens

com carga foram 14% maiores que jovens sem carga enquanto que os idosos sem carga foram 12,55 maiores que idosos com carga.

O aumento do primeiro pico de flexão plantar (1PPFT) nos jovens com sobrepeso dessa pesquisa foi similar ao observado em estudos anteriores, onde o jovem com sobrepeso e obeso em velocidade acima do habitual foram 9,32% e 20,34% respectivamente maiores que o jovem sem sobrepeso indicando que, indivíduos com excesso de massa corporal tendem a alterar o primeiro pico da flexão plantar de tornozelo afim de diminuir a absorção do impacto adicional imposto pelo peso maior (KO; STENHOLM; FERRUCCI, 2010).

Não foram encontrados argumentos que pudessem justificar os achados dessa pesquisa no 1PPFT dos idosos sem carga, uma vez que, os ângulos do pico de flexão plantar de tornozelo em idosos com sobrepeso são significativamente maior quando comparado a idoso eutrófico devido à redução nas amplitudes angulares de joelho e tornozelo, principalmente em velocidades rápidas (CARTY et al., 2012; KO; STENHOLM; FERRUCCI, 2010).

8.5 CONCLUSÃO

O presente estudo teve como objetivo principal a análise cinemática tridimensional da marcha de jovens e idosos em diferentes velocidades sob a influência do sobrepeso simulado. Foram encontradas diferenças nos parâmetros espaciais e angulares tanto no fator idade como fator carga.

No grupo idade, independente da velocidade de marcha (usual ou rápida) realizada, os idosos apresentaram declínios nos parâmetros espaciais e angulares da marcha em relação aos jovens. As mudanças encontradas nessa pesquisa corroboram com estudos anteriores dos quais relatam alterações no padrão da marcha proveniente do processo de envelhecimento.

Os resultados encontrados na simulação do sobrepeso são em grande parte similares aos achados científicos que comparam a cinemática espacial e angular da marcha de indivíduos jovens e idosos com sobrepeso e obesidade,

podendo dizer que, o protocolo de simulação do sobrepeso através de um colete cumpriu de maneira satisfatória os objetivos propostos para essa pesquisa.

9 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Apesar de existir diversos estudos que comparem a marcha de jovens e idosos de diferentes composições corporais, essa é a primeira pesquisa a avaliar os parâmetros cinéticos e cinemáticos da marcha sob a influência do sobrepeso simulado na marcha de jovens e idosos em diferentes velocidades. De maneira geral, os resultados obtidos sustentam as hipóteses que o sobrepeso simulado, independente da velocidade, pode alterar de maneira significativa as forças de reação do solo, as variáveis espaço temporais e angulares da marcha nessas populações.

10 REFERÊNCIAS

ABOUTORABI, A. et al. The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects: a literature review. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 28, n. 3, p. 393–405, 2016.

ALBERTO, C.; BRUNIEIRA, V. Análise Biomecânica Da Locomoção Humana : Andar E Correr. v. 3, n. 3, p. 54–61, 1998.

ALICE BONNEFOY-MAZURE; STÉPHANE ARMAND. Normal Gait. **Clin Orthop**, n. March, 2015.

ANDERSON, D. E.; MADIGAN, M. L. Healthy older adults have insufficient hip range of motion and plantar flexor strength to walk like healthy young adults. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 5, p. 1104–1109, 2014.

ANDRADE, L. M.; ANDRADE, L. M. Luciana meneghesso andrade. 2002.

ANS, A. N. DE SAÚDE; SUPLEMENTAR. **Manual de diretrizes para o enfrentamento da obesidade na saúde suplementar brasileira**. 1. ed. Rio de Janeiro: [s.n.].

BARAK, Y.; WAGENAAR, R. C. C.; HOLT, K. G. G. Gait characteristics of elderly people with a history of falls: a dynamic approach. **Physical Therapy**, v. 86, n. 11, p. 1501–1510, 2006.

BLANC, Y. et al. Temporal parameters and patterns of the foot roll over during walking: Normative data for healthy adults. **Gait and Posture**, v. 10, n. 2, p. 97–108, 1999.

BOYER, K. A. et al. Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults. **Experimental Gerontology**, v. 95, n. 2016, p. 63–70, 2017.

BROWNING, R. C.; KRAM, R. Effects of obesity on the biomechanics of walking at different speeds. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 39, n. 9, p. 1632–1641, 2007.

BURNFIELD, J. M.; POWERS, C. M. The role of center of mass kinematics in predicting peak utilized coefficient of friction during walking. **Journal of Forensic Sciences**, v. 52, n. 6, p. 1328–1333, 2007.

BYRNE, C. A. et al. Rectus femoris surface myoelectric signal cross-talk during static contractions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 15, n. 6, p. 564–575, 2005.

CABRERA, M. A. S.; JACOB FILHO, W. Obesidade em idosos: prevalência, distribuição e associação com hábitos e co-morbidades. **Arquivos Brasileiros de Endocrinologia & Metabologia**, v. 45, n. 5, p. 494–501, 2001.

CAETANO, L. M.; RAPOSO, J. V. Atitudes Dos Idosos Face À Actividade Física. v. 5, n. 1, p. 1578–8423, 2005.

CARTY, C. P. et al. Lower limb muscle weakness predicts use of a

multiple-versus single-step strategy to recover from forward loss of balance in older adults. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 67, n. 11, p. 1246–1252, 2012.

CHEHAB, E. F.; ANDRIACCHI, T. P.; FAVRE, J. Speed, age, sex, and body mass index provide a rigorous basis for comparing the kinematic and kinetic profiles of the lower extremity during walking. **Journal of Biomechanics**, v. 58, p. 11–20, 2017.

CHEN, T.; CHANG, C. C.; CHOU, L. S. Sagittal plane center of mass movement strategy and joint kinetics during sit-to-walk in elderly fallers. **Clinical Biomechanics**, v. 28, n. 7, p. 807–812, 2013.

CHUNG, M. J.; WANG, M. J. J. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. **Gait and Posture**, v. 31, n. 1, p. 131–135, 2010.

CLARK, B. C.; MANINI, T. M. Functional consequences of sarcopenia and dynapenia in the elderly. **Curr Opin Clin Nutr Metab Care**, v. 13, n. 3, p. 271–276, 2010.

COFRÉ, L. E. et al. Aging modifies joint power and work when gait speeds are matched. **Gait and Posture**, v. 33, n. 3, p. 484–489, 2011.

CORTEZ, M. S. N. Marcha do Obeso: Avaliação a Três Velocidades Distintas das Forças e Pressões Plantares Antes e Após Cirurgia Bariátrica. v. 1, 2012.

DA SILVA-HAMU, T. C. D. Comparação da cinética da marcha entre mulheres obesas e mulheres eutróficas. 2013.

DE CARLI, J. V. M. et al. Análise cinética da marcha de idosos com diferentes níveis de funcionalidade na transição entre o terreno plano e a escada. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 16, n. 1, p. 66–75, 2014.

DE SOUZA, S. A. F. et al. Gait cinematic analysis in morbidly obese patients. **Obesity Surgery**, v. 15, n. 9, p. 1238–1242, 2005.

DELLA CROCE, U. et al. A refined view of the determinants of gait. **Gait and Posture**, v. 14, n. 2, p. 79–84, 2001.

DELMONICO, M. J. et al. Longitudinal study of muscle strength, quality, and adipose tissue infiltration¹²³. **The American Journal of Clinical Nutrition**, v. 90, n. 6, p. 1579–1585, 2009.

DEVITA, P.; HORTOBAGY, T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 88, n. 5, p. 1804–1811, 2000.

DEVITA, P.; HORTOBAGYI, T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 88, n. 5, p. 1804–1811, 2000.

DROUIN, L. M. et al. Correlation between the gross motor function measure scores and gait spatiotemporal measures in children with neurological impairments. **Developmental medicine and child neurology**, v. 38, n. 11, p.

1007–1019, 1996.

FAN, Y. et al. Gait & Posture The influence of gait speed on the stability of walking among the elderly. **Gait & Posture**, v. 47, p. 31–36, 2016.

FARINATTI, P. L.; CODECEIRA, L. N. A multivariate analysis of the correlation between step length-pacing and muscular fitness components in elder subj Amplitude e cadência do passo e componentes da aptidão muscular em idosos : um estudo correlacional multivariado *. n. October 2004, 2004.

FJELDSTAD, C. et al. The influence of obesity on falls and quality of life. **Dynamic Medicine**, v. 7, n. 1, p. 4, 2008.

FREEDMAN, J. et al. Gait & Posture The influence of body mass index and velocity on knee biomechanics during walking. **Gait & Posture**, v. 37, n. 4, p. 575–579, 2013.

FRIEDMAN, P. J.; RICHMOND, D. E.; BASKETT, J. J. A prospective trial of serial gait speed as a measure of rehabilitation in the elderly. **Age and Ageing**, v. 17, n. 4, p. 227–235, 1988.

FRIGO, C. et al. Functionally oriented and clinically feasible quantitative gait analysis method. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 36, n. 2, p. 179–185, 1998.

GOODPASTER, B. H. et al. The Loss of Skeletal Muscle Strength , Mass , and Quality in Older Adults : The Health , Aging and Body Composition Study. v. 61, n. 10, p. 1059–1064, 2006.

GRABINER, M. D. et al. Trunk kinematics and fall risk of older adults: Translating biomechanical results to the clinic. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, n. 2, p. 197–204, 2008.

GRAF, A. et al. The effect of walking speed on lower-extremity joint powers among elderly adults who exhibit low physical performance. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 86, n. 11, p. 2177–2183, 2005.

HALLAL, C. Z. et al. Variabilidade de parâmetros eletromiográficos e cinemáticos em diferentes condições de marcha em idosos. **Motriz. Revista de Educacao Fisica**, v. 19, n. 1, p. 141–150, 2013.

HAMU, T. C. D. DA S. et al. The impact of obesity in the kinematic parameters of gait in young women. **International Journal of General Medicine**, v. 6, p. 507–513, 2013.

HENDERSON, E. R. et al. Hip abductor moment arm - a mathematical analysis for proximal femoral replacement. **Journal of Orthopaedic Surgery and Research**, v. 6, n. 1, p. 6, 2011.

HILLS, ANDREW P, H. E. M. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomecha...: Discover GALILEO. **International Journal of Obesity & Related Metabolic Disorders**, p. 1674, 2001.

HILLS, A. P. et al. The biomechanics of adiposity - Structural and functional limitations of obesity and implications for movement. **Obesity Reviews**, v. 3, n. 1, p. 35–43, 2002.

HIMANN JOAN E., D. H. et al. Age-related changes in speed of walking. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 20, n. 2, p. 161–166, 1988.

HOLLMAN, J. H. et al. Does walking in a virtual environment induce unstable gait?. An examination of vertical ground reaction forces. **Gait and Posture**, v. 26, n. 2, p. 289–294, 2007.

HRELJAC, A. Determinants during human of the gait transition locomotion : kinetic speed factors. **Gait & Posture**, v. 28, p. 217–223, 1993.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **De Geografia E Estatística - Ibge**. [s.l: s.n.]. v. 39

JAMES, C. R. et al. Kinematic and ground reaction force accommodation during weighted walking. **Human Movement Science**, v. 44, p. 327–337, 2015.

JEBELLI, H.; AHN, C. R.; STENTZ, T. L. Fall risk analysis of construction workers using inertial measurement units: Validating the usefulness of the postural stability metrics in construction. **Safety Science**, v. 84, p. 161–170, 2016.

JEROME, G. J. et al. Gait characteristics associated with walking speed decline in older adults: Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 60, n. 2, p. 239–243, 2015.

KAKURA, A. H. Determinação das alterações biomecânicas de idosos caídores e não caídores submetidos a protocolo incremental de fadiga. v. 1, p. 70, 2014.

KERRIGAN, D. et al. Biomechanical gait alternations independent on speed in the healthy elderly: Evidence for specific Limiting Impairments. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 79, n. March, p. 317–322, 1998a.

KERRIGAN, D. C. et al. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: Evidence for specific limiting impairments. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 79, n. 3, p. 317–322, 1998b.

KERRIGAN, D. C. et al. A Refined View of the Determinants of Gait : Significance of Heel Rise. v. 81, n. August, p. 1077–1080, 2000.

KERRIGAN, D. C. et al. Reduced hip extension during walking: Healthy elderly and fallers versus young adults. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, n. 1, p. 26–30, 2001.

KIM, H. D.; BRUNT, D. Effect of a change in step direction from a forward to a lateral target in response to a sensory perturbation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 23, n. 4, p. 851–857, 2013.

KIM SUKWON, THURMON LOCKHART, H. Y. Y. Relationship between floor-type gait adaptations and required coefficient of friction. **IEEE International Conference on Industrial Engineering and Engineering Management**, v. 43, p. 131–135, 2005.

KIRKWOOD, R. Gait biomechanics in elderly fallers and non fallers : a literature review Biomecânica da marcha em idosos caídores e não caídores : uma revisão da literatura Gait biomechanics in elderly fallers and non fallers : a literature review. n. November, 2014.

KIRKWOOD, R. N. et al. Análise biomecânica das articulações do quadril e joelho durante a marcha em participantes idosos. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 15, n. 5, p. 267–271, 2007.

KO, S. et al. Differential associations between dual-task walking abilities and usual gait patterns in healthy older adults—Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. **Gait & Posture**, v. 63, n. April 2017, p. 63–67, 2018.

KO, S.; STENHOLM, S.; FERRUCCI, L. Characteristic gait patterns in older adults with obesity — Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 6, p. 1104–1110, 2010.

LAI, P. P. K. et al. Three-dimensional gait analysis of obese adults. **Clinical Biomechanics**, v. 23, n. SUPPL.1, p. 2–6, 2008.

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.

LELAS, J. L. et al. Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. **Gait and Posture**, v. 17, n. 2, p. 106–112, 2003.

LOCKHART, T. E.; WOLDSTAD, J. C.; SMITH, J. L. Effects of age-related gait changes on the biomechanics of slips and falls. **Ergonomics**, v. 46, n. 12, p. 1136–1160, 2010.

MADIGAN, M.; ROSENBLATT, N. J.; GRABINER, M. D. Obesity as a Factor Contributing to Falls by Older Adults. **Current obesity reports**, v. 3, n. 3, p. 348–54, 2014.

MAKI, B. E. et al. Preventing falls in older adults : New interventions to promote more effective change-in-support balance reactions. v. 18, p. 243–254, 2008.

MANCINI, M. C. et al. Comparação Do Desempenho De Atividades Normal E Crianças Com Paralisia Cerebral. **Minerva**, v. 60, p. 446–452, 2002.

MANINI, T. M. et al. Effects of Exercise on Mobility in Obese and Nonobese Older Adults. **Obesity**, v. 18, n. 6, p. 1168–1175, 2010.

MANINI, T. M.; CLARK, B. C. Dynapenia and aging: An update. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 67 A, n. 1, p. 28–40, 2012.

MATTER, K. C. et al. A comparison of the characteristics of injuries between obese and non-obese in patients. **Obesity**, v. 15, n. 10, p. 2384–2390, 2007.

MELO, M. E. DE. Doenças Desencadeadas ou Agravadas pela Obesidade. [Http://Www.Abeso.Org.Br/Pagina/14/Artigos.Shtml](http://Www.Abeso.Org.Br/Pagina/14/Artigos.Shtml), p. 1–10, 2011.

MENEGHESSO, L. **Análise de marcha. protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas**, 2002.

MENG, H. et al. Alterations in over-ground walking patterns in obese and overweight adults. **Gait and Posture**, v. 53, p. 145–150, 2017.

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, 2003.

MESSIER, S. P. et al. Severe obesity: Effects on foot mechanics during walking. **Foot and Ankle International**, v. 15, n. 1, p. 29–34, 1994.

MESSIER, S. P. Osteoarthritis of the knee and associated factors of age and obesity: effects on gait. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 26, n. 12, p. 1446—1452, 1994.

MESSIER, S. P. et al. Obesity: Effects on gait in an osteoarthritic population. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 12, n. 2, p. 161–172, 1996.

MINISTRY OF HEALTH, L. AND W. National Health and Nutrition Examination Survey. p. 1–12, 2015.

MITSUOKA, K. et al. Analysis of Skip Motion as a Recovery Strategy after an Induced Trip. p. 911–916, 2015.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa eo centro de pressão. **Rev Port Cien Desp**, v. 3, n. 3, p. 77–83, 2003.

MUNIZ, A. M. S. et al. Principal component analysis of vertical ground reaction force: A powerful method to discriminate normal and abnormal gait and assess treatment. **Gait and Posture**, v. 29, n. 1, p. 31–35, 2006.

MUNIZ, T. B. et al. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. **Gait and Posture**, v. 17, n. 2, p. 747–755, 2010.

NARICI C.N.; REEVES, N.D.; CAPODAGLIO, P., M. V. . M. et al. Effect of aging on human muscle architecture. **Journal Applied Physiology**, v. v.95, n. 6, p. p.229-2234, 2003.

NIGG, B. M.; SKLERYK, B. N. Gait characteristics of the elderly. **Clinical Biomechanics**, v. 3, n. 2, p. 79–87, 1988.

OBE, A. G. et al. Use of Inertial Measurement Units to Assess Age-Related Changes in Gait Kinematics in an Active Population . Use of Inertial Measurement Units to Assess Age-related Changes in Gait Kinematics in an Active Population. n. December, 2015.

ORTIZ, C. A. L. Classificação da força de reação do solo durante a marcha de sujeitos com fratura de membro inferior. p. 78, 2010.

PARK, H. W.; PARK, S. Increase of push-off propulsion to compensate heel strike loss during step-to-step transition is limited at faster gait speeds. **International Journal of Precision Engineering and Manufacturing**, v. 14, n. 5, p. 825–829, 2013.

PAVOL, M. et al. Characteristics as Risk Factors for Falling From Trips Induced in Older Adults. **Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES**, v. 54, n. II, p. 583–590, 1999.

PEREIRA, C. S.; SACCO, I. D. C. N. Is Structural And Mild Leg Length Discrepancy Enough To Cause A Kinetic Change In Runners ' Gait ? **Therapy**,

v. 16, p. 28–31, 2008.

PERRY, J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. **Journal of Sports Science & Medicine**, v. 9, n. 2, p. 566, 1992.

PERRY, J. **Análise de Marcha - Marcha Normal, Volume 1**. 4. ed. Downey, CA: Manole, 2005.

PINHO, J. P. S. Indicadores biomecânicos da marcha de idosas em resposta ao treinamento de força Indicadores biomecânicos da marcha de idosas em resposta ao treinamento de força São Paulo. v. 1, p. 133, 2012.

PRINCE, F.; CORRIVEAU HELÉNE; HEBERT REJEAN, W. D. **Gait in elderly**, 1997.

PRINCE, F.; HKBERT, R.; WINTER, D. A. Review article Gait in the elderly Corriveau. v. 5, p. 128–135, 1997.

RIBEIRO, R. D. C. S. Análise computadorizada da marcha de adultos jovens saudáveis. 2006.

ROMMEL ALMEIDA FECHINE, B. O Processo De Envelhecimento: As Principais Alterações Que Acontecem Com O Idoso Com O Passar Dos Anos. **Inter Science Place**, v. 1, n. 20, p. 106–132, 2012.

ROSE, J. et al. Postural balance in children with cerebral palsy. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 44, n. 1, p. 58–63, 2002.

RUSSELL, E. M.; BRAUN, B.; HAMILL, J. Does stride length influence metabolic cost and biomechanical risk factors for knee osteoarthritis in obese women? **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 5, p. 438–443, 2010.

SADEGHI, H. et al. Knee flexors / extensors in gait of elderly and young able-bodied men (II). **The Knee**, v. 9, n. 1, p. 55–63, 2002.

SANTOS, R. R. DOS et al. Obesity in the elderly. **Revista Médica de Minas Gerais**, v. 23, n. 1, p. 64–73, 2013.

SCHWARTZ, M. H.; ROZUMALSKI, A.; TROST, J. P. The effect of walking speed on the gait of typically developing children. **Journal of Biomechanics**, v. 41, n. 8, p. 1639–1650, 2008.

SHEEHAN, K. J.; GORMLEY, J. The influence of excess body mass on adult gait. **Clinical Biomechanics**, v. 28, n. 3, p. 337–343, 2013.

SILDER, A.; HEIDERSCHEIT, B.; THELEN, D. G. Active and passive contributions to joint kinetics during walking in older adults. **Journal of Biomechanics**, v. 41, n. 7, p. 1520–1527, 2008.

SOUZA, M. DE F. M. DE; FRANÇA, E. B.; CAVALCANTE, A. Carga da doença e análise da situação de saúde: resultados da rede de trabalho do Global Burden of Disease (GBD) Brasil. **Revista Brasileira de Epidemiologia**, v. 20, n. suppl 1, p. 1–3, 2017.

SPYROPOULOS, P. et al. Biomechanical gait analysis in obese men. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 72, n. 13, p. 1065–1070, 1991.

STANSFIELD, B. et al. Spatiotemporal and kinematic characteristics of gait initiation across a wide speed range. **Gait and Posture**, v. 61, p. 331–338, 2018.

UEMATSU, A. et al. Lower extremity power training improves healthy old adults' gait biomechanics. **Gait and Posture**, v. 62, p. 303–310, 2018.

VAN DEN BOGERT, A. J. et al. Response time is more important than walking speed for the ability of older adults to avoid a fall after a trip. **Journal of Biomechanics**, v. 35, n. 2, p. 199–205, 2002.

VAN DEN BOGERT, A. J.; PAVOL, M. J.; GRABINER, M. D. Response Time is More Important than Walking Speed for the Ability of Older Adults to Avoid a Fall after a Trip Response time is more important than walking speed for the ability of older adults to avoid a fall after a trip. **Journal of Biomechanics**, v. 35, n. 352, p. 2–1, 2002.

VARTIAINEN, P. et al. Kinematic and kinetic changes in obese gait in bariatric surgery-induced weight loss. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 10, p. 1769–1774, 2012.

VERAS, R.; SÃO, R.; XAVIER, F. Envelhecimento populacional contemporâneo: demandas, desafios e inovações Population aging today: demands, challenges and innovations RESUMO. **Rev Saúde Pública**, v. 43, n. 33, p. 548–54548, 2009.

VICON MOTION SYSTEMS LTD. Plug-in Gait Reference Guide. p. 95, 2016.

VILLEGER, D. et al. Desigualdade estrutural discreta de membros inferiores é suficiente para causar alteração cinética na marcha de corredores? **Fisioterapia em Movimento**, v. 20, n. 4, p. 114–121, 2007.

VILLEGER, D. et al. An algorithm to decompose ground reaction forces and moments from a single force platform in walking gait. **Medical Engineering and Physics**, v. 36, n. 11, p. 1530–1535, 2014.

WATELAIN, E. et al. Gait Pattern Classification of Healthy Elderly Men Based on Biomechanical Data. 2000.

WATT, J. R. et al. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 5, p. 444–449, 2010.

WEARING, S. C. et al. The biomechanics of restricted movement in adult obesity. **Obesity Reviews**, v. 7, n. 1, p. 13–24, 2006.

WEERDESTEYN, V.; LAING, A. C.; ROBINOVITCH, S. N. The body configuration at step contact critically determines the successfulness of balance recovery in response to large backward perturbations. **Gait and Posture**, v. 35, n. 3, p. 462–466, 2012.

WEINERT, B. T.; TIMIRAS, P. S. Invited Review: Theories of Aging. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 95, p. 1706–1716, 2003.

WHITTLE, M. W. Clinical gait analysis: A review. **Human Movement**

Science, v. 15, n. 3, p. 369–387, 1996a.

WHITTLE, M. W. Normal Gait. **Gait analysis: an introduction**, p. 1–3, 1996b.

WINTER, D; PATLA, A; FRANK, J. Biomechanical walking patterns in the fit and healthy elderly. **Physical Therapy**, v. 70, n. 6, p. 340–347, 1990.

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

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. **The biomechanics and motor control of human gait**. 1. ed. [s.l: s.n.].

WINTER, D. A. et al. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. **Physical therapy**, v. 70, n. 6, p. 340–7, 1990.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & posture**, v. 3, n. 4, p. 193–214, 1995.

WORLD HEALTH ORGANISATION, G. WHO Global Report on Falls Prevention in Older Age WHO Global Report on Falls Prevention in Older Age. **World Health Organisation**, 2007.

WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. **Journal of Biomechanics**, v. 35, n. 4, p. 543–548, 2002.

11 APÊNDICES

CARTA DE ACEITE DO COMITÊ DE ÉTICA

Comportamento Motor - CECDM, na Universidade Federal do Paraná/UFPR, Rua Coração de Maria, 92 | CEP 80210-132 | Campus Jardim Botânico | Curitiba | PR | Brasil, através do e-mail rodack@ufpr.br, lpalara@yahoo.com.br ou susanavb.favaro@gmail.com. Também através dos telefones (41)3360-4322 no horário de 9h às 17h, para esclarecer eventuais dúvidas que o Senhor(a) possa ter e fornecer-lhe as informações que queira, antes, durante ou depois de encerrado o estudo.

h) A sua participação neste estudo é voluntária e se o Senhor(a) não queira continuar fazendo parte da pesquisa, poderá desistir a qualquer momento e solicitar que lhe devolvam este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido assinado.

j) As informações relacionadas ao estudo poderão ser conhecidas por pessoas autorizadas (Orientador, co-orientadora, mestranda responsável e técnicos de laboratório). No entanto, se qualquer informação for divulgada em relatório ou publicação, isto será feito sob forma codificada, para que a sua identidade seja preservada e mantida sua confidencialidade.

k) O material obtido (dados antropométricos, cinéticos e cinemáticos) será utilizado unicamente para essa pesquisa. Ao término da pesquisa todo o material de coleta de dados será destruído/descartado em local apropriado, informado pelo Departamento de Educação Física da Universidade Federal do Paraná/UFPR, ao término do estudo, dentro de cinco anos.

l) As despesas necessárias para a realização da pesquisa não são de sua responsabilidade e o Senhor(a) não receberá qualquer valor em dinheiro pela sua participação.

m) Quando os resultados forem publicados, não aparecerá seu nome, e sim um código.

n) Se o Senhor (a) tiver dúvidas sobre seus direitos como participante de pesquisa, você poderá contatar também o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP/SD) do Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná, pelo telefone 3360-7259. O Comitê de Ética em Pesquisa é um órgão colegiado multi e transdisciplinar, independente, que existe nas instituições que realizam pesquisa envolvendo seres humanos no Brasil e foi criado com o objetivo de proteger os participantes de pesquisa, em sua integridade e dignidade, e assegurar que as pesquisas sejam desenvolvidas dentro de padrões éticos (Resolução nº 466/12 Conselho Nacional de Saúde).

Eu, _____ li esse Termo de Consentimento e compreendi a natureza e objetivo do estudo do qual concordei em participar. A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação a qualquer momento sem justificar minha decisão e sem qualquer prejuízo para mim. Eu entendi o que não posso fazer durante a pesquisa. Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo.

Curitiba, ___ de _____ de _____

Assinatura do Participante de Pesquisa ou Responsável Legal

Assinatura do Pesquisador Responsável ou quem aplicou o TCLE

Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do Setor de Ciências da Saúde da UFPR | CEP/SD
Rua Padre Camargo, 285 | térreo | Alto da Glória | Curitiba/PR | CEP 80060-240 | cometica.saude@ufpr.br - telefone (041) 3360-7259

na data de 20/06/2018

CEP/SD nº 233504

Aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do Setor de Ciências da Saúde UFPR.

11.1 TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Nós, Professor Dr. André Luis Felix Rodacki, Dra Jerusa Petróvna Resende Lara e Susana Otília Vilas Bôas Favaro, aluna de pós-graduação - da Universidade Federal do Paraná, estamos convidando o Senhor (a), a participar de um estudo intitulado **“Análise de marcha sob a influência de sobrepeso e velocidade na população idosa”**

a) O objetivo desta pesquisa é investigar a influência do sobrepeso corporal simulado sobre parâmetros cinéticos e cinemáticos marcha de jovens e idosos em diferentes velocidades de deslocamento.

b) Caso você participe da pesquisa, primeiramente, será submetido à avaliações e medidas do corpo - avaliação da massa corporal, estatura e percentual de gordura, através da coleta de medidas antropométricas para que seja realizada a caracterização da amostra. Após, será necessário a realização de caminhadas com e sem o uso de colete de indução de sobrepeso em duas diferentes velocidades: habitual e maior que habitual/rápida. Todas as caminhadas acontecerão em uma plataforma estilo passarela onde serão captados os dados para a análise cinética e cinemática da marcha através de câmeras tipo (*VICON® Motion Systems Ltd*) com frequência de aquisição a 100 Hz e plataforma de força (*AMTI, Advanced Mechanical Technology, Newton, MA, USA*), com frequência de aquisição de 1000 Hz.

c) Para tanto, o Senhor (a) deverá comparecer no laboratório do Centro de Estudos do Comportamento Motor (CECOM), na Universidade Federal do Paraná/UFPR, Rua Coração de Maria, 92 | CEP 80210-132 | Campus Jardim Botânico | Curitiba | PR | Brasil, para realizar as avaliações, o que levará aproximadamente uma hora (60min).

d) É possível que o Senhor(a) experimente algum desconforto, principalmente relacionado a indução de sobrepeso. Sendo assim, durante todo o teste, caso o Senhor(a) sinta algum desconforto o teste será interrompido imediatamente. Além disso, se houver algum incidente que necessite de um atendimento de emergência, o DEF (Departamento de Educação Física) conta com os serviços da Plus Santé Emergências Médicas.

e) alguns riscos mínimos, relacionados ao estudo podem ser esperados, como dor muscular tardia. No entanto, um dos critérios de inclusão para o estudo é que o participante não possua nenhum tipo de alterações articulares (osteoartrite, artroses, problemas neuromusculares), disfunções cardiovasculares e diabetes não controladas.

f) Os benefícios esperados com essa pesquisa incluem além das características biomecânicas da análise da marcha, o avanços científicos no aspecto de saúde do idoso

com sobrepeso. Além disso, o espaço literário poderá ser preenchido com esclarecimentos sobre o tema. Nem sempre o Senhor(a) será diretamente beneficiado(a) com o resultado da pesquisa, mas poderá contribuir para o avanço científico.

g) Os pesquisadores Professor Dr. André Luiz Felix Rodacki, Dr^a Jerusa Petrovna Resende Lara e aluna de pós graduação Susana Otília Vilas Bôas Favaro, responsáveis por este estudo, poderão ser localizados no laboratório do Centro de Estudos do Comportamento Motor - CECOM, na Universidade Federal do Paraná/UFPR, Rua Coração de Maria, 92 | CEP 80210-132 | Campus Jardim Botânico | Curitiba | PR | Brasil, através do e-mail rodacki@ufpr.br, jprlara@yahoo.com.br ou susanavb.favaro@gmail.com. Também através dos telefones (41)3360- 4322 e (41) 9 99634922 no horário de 9h às 17h, para esclarecer eventuais dúvidas que o Senhor(a) possa ter e fornecer-lhe as informações que queira, antes, durante ou depois de encerrado o estudo.

.h) A sua participação neste estudo é voluntária e se o Senhor(a) não queira continuar fazendo parte da pesquisa, poderá desistir a qualquer momento e solicitar que lhe devolvam este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido assinado

j)) As informações relacionadas ao estudo poderão ser conhecidas por pessoas autorizadas (Orientador, co-orientadora, mestrandia responsável e técnicos de laboratório). No entanto, se qualquer informação for divulgada em relatório ou publicação, isto será feito sob forma codificada, para que a **sua identidade seja preservada e mantida sua confidencialidade.**

k) O material obtido - amostras antropométricas, questionários, imagens e vídeos - será utilizado unicamente para essa pesquisa. Ao término da pesquisa todo o material de coleta será destruído/descartado em local apropriado, informado pelo Departamento de Educação Física da Universidade Federal do Paraná/UFPR, ao término do estudo, dentro de cinco anos

l) As despesas necessárias para a realização da pesquisa não são de sua responsabilidade e o Senhor(a) não receberá qualquer valor em dinheiro pela sua participação.

m) Quando os resultados forem publicados, não aparecerá seu nome, e sim um código

n) Se você tiver dúvidas sobre seus direitos como participante de pesquisa, você pode contatar também o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP/SD) do Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná, pelo telefone 3360-7259. O Comitê

TCLE Susade Ética em Pesquisa é um órgão colegiado multi e transdisciplinar, independente, que existe nas instituições que realizam pesquisa envolvendo seres

humanos no Brasil e foi criado com o objetivo de proteger os participantes de pesquisa, em sua integridade e dignidade, e assegurar que as pesquisas sejam desenvolvidas dentro de padrões éticos (Resolução nº 466/12 Conselho Nacional de Saúde).

Eu, _____ li esse Termo de Consentimento e compreendi a natureza e objetivo do estudo do qual concordei em participar. A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação a qualquer momento sem justificar minha decisão e sem qualquer prejuízo para mim. Eu entendi o que não posso fazer durante a pesquisa

Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo.

Curitiba, ____ de _____ de _____

Assinatura do Participante de Pesquisa ou Responsável Legal

Assinatura do Pesquisador Responsável ou quem aplicou o TCLE

Participante da Pesquisa e/ou Responsável Legal _____ Pesquisador Responsável ou quem aplicou o TCLE _____ Orientador

Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do Setor de Ciências da Saúde da UFPR | CEP/SD. Rua Padre Camargo, 285 | térreo | Alto da Glória | Curitiba/PR | CEP 80060-240 | cometica.saude@ufpr.br - telefone (041) 3360-7259