

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO
INSTITUTO DE QUÍMICA DE SÃO CARLOS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO INTERUNIDADES EM
BIOENGENHARIA

PATRÍCIA BET

**CLASSIFICANDO “CAIDORES” E “FRÁGEIS” ENTRE ADULTOS
RESIDENTES NA COMUNIDADE COM VARIÁVEIS DE
ACELEROMETRIA EXTRAÍDAS DE ATIVIDADES DE VIDA
DIÁRIA: UM ESTUDO TRANSVERSAL**

TESE DE DOUTORADO

SÃO CARLOS

2023

PATRÍCIA BET

CLASSIFICANDO “CAIDORES” E “FRÁGEIS” ENTRE ADULTOS
RESIDENTES NA COMUNIDADE COM VARIÁVEIS DE
ACELEROMETRIA EXTRAÍDAS DE ATIVIDADES DE VIDA DIÁRIA:
UM ESTUDO TRANSVERSAL

VERSÃO CORRIGIDA

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia da Escola de Engenharia de São Carlos – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, como requisito para a obtenção do Título de Doutor em Ciências.

Orientadora: Profa. Dra. Paula Costa Castro

São Carlos

2023

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da EESC/USP com os dados inseridos pelo(a) autor(a).

B562c Bet, Patrícia
Classificando "caidores" e "frágeis" entre adultos residentes na comunidade com variáveis de acelerometria extraídas de atividades de vida diária: um estudo transversal / Patrícia Bet; orientadora Paula Costa Castro. São Carlos, 2023.

Tese (Doutorado) - Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia e Área de Concentração em Bioengenharia -- Escola de Engenharia de São Carlos; Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto; Instituto de Química de São Carlos, da Universidade de São Paulo, 2023.

1. Processamento de Sinais Assistido por Computador. 2. Aceleração. 3. Envelhecimento. 4. Movimento. 5. Acidentes por Quedas. 6. Fragilidade. 7. Limitação da Mobilidade. 8. Sensores Remotos. I. Título.

Eduardo Graziosi Silva - CRB - 8/8907

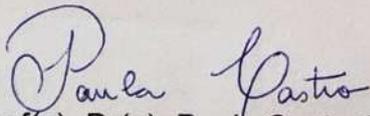


FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato(a): Patrícia Bet

TÍTULO: "Classificando caidores e frágeis entre adultos residentes na comunidade com variáveis de acelerometria extraídas de atividades de vida diária: um estudo transversal"

Data da defesa: 25/10/2023

Comissão Julgadora	Resultado
Prof(a). Dr(a). Paula Costa Castro Universidade Federal de São Carlos - UFSCar -- Orientadora	<u>Não votante</u>
Prof(a). Dr(a). Arlindo Neto Montagnoli Universidade Federal de São Carlos - UFSCar	<u>Aprovada</u>
Prof(a). Dr(a). Ruth Caldeira de Melo Escola de Artes, Ciências e Humanidades - EACH/USP	<u>Aprovada</u>
Prof(a). Dr(a). Karla Helena Coelho Vilaça e Silva Universidade Católica de Brasília - UCB	<u>Aprovada</u>
Prof(a). Dr(a). Anielle Cristhine de Medeiros Takahashi Universidade Federal de São Carlos - UFSCar	<u>Aprovada</u>
Prof(a). Dr(a). Adriano Pasqualotti Universidade de Passo Fundo - UPF	<u>Aprovada</u>
 Prof(a). Dr(a). Paula Costa Castro – Orientadora	

Presidente da Comissão de Pós-Graduação - Prof. Dr. Adair Roberto Aguiar

Dedico esse trabalho a minha tia Cássia, meu primo Leandro e minha avó Thereza (in memoriam), com todo o meu amor, gratidão e saudade.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente gostaria de agradecer aos meus familiares, em especial meus pais Eduardo e Ivania, por terem me apoiado durante todos esses anos e compreendido os meus momentos de ausência. Obrigada por não pouparem esforços para que eu realizasse meu sonho. Agradeço também ao meu companheiro de vida, Vinícius, que me apoiou desde o início nesta caminhada acadêmica e foi minha inspiração para realizar e tornar esse sonho possível. Obrigada por todo o apoio e compreensão nos momentos difíceis deste percurso e por não me deixar desistir. Serei pra sempre grata a vocês!

Agradeço minha orientadora e amiga, Profa. Dra. Paula Costa Castro. Obrigada pela parceria de quase dez anos em pesquisas, pelas oportunidades dadas e pelo auxílio na realização deste e de tantos outros trabalhos. Além disso, agradeço todo o grupo de pesquisa do Núcleo de Tecnologias Assistivas para Moradia e Independência no Envelhecimento (L-TAMIE) pelas trocas de conhecimentos e experiências acadêmicas, em especial a Marcela e Giovana que participaram da etapa de extração de dados deste estudo. Agradeço também as minhas amigas de vida acadêmica, Ana Julia e Isabela, por terem continuado me apoiando mesmo com o distanciamento físico neste período de isolamento social.

Ao Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia, Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Instituto de Química de São Carlos e Universidade de São Paulo por fornecer toda infraestrutura necessária para meu desenvolvimento e realização do projeto. Aos professores do programa e a Márcia, por contribuírem para minha formação acadêmica e profissional. Agradeço também a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) por apoiar e financiar este trabalho.

Agradeço ao Prof. Dr. Victor Zuniga Dourado e todos os pesquisadores do Estudo Epidemiológico do Movimento (EPIMOV), em especial a Maria do Socorro Simões (Sula), pela parceria de pesquisa formada e o fornecimentos dos dados utilizados neste estudo. Agradeço também especialmente os participantes do EPIMOV que gentilmente aceitaram participar da pesquisa.

*“No tempo onde a única que ainda corre livre aqui
são nossas lágrimas.”*

(Emicida)

RESUMO

BET, P. CLASSIFICANDO “CAIDORES” E “FRÁGEIS” ENTRE ADULTOS RESIDENTES NA COMUNIDADE COM VARIÁVEIS DE ACELEROMETRIA EXTRAÍDAS DE ATIVIDADES DE VIDA DIÁRIA: UM ESTUDO TRANSVERSAL. 130 f. Tese de Doutorado – Programa de Pós-graduação Interunidades em Bioengenharia, Universidade de São Paulo. São Carlos, 2023.

Introdução: Inúmeros fatores constituem desafios no que diz respeito ao processo de envelhecimento populacional e transição epidemiológica. As quedas e a fragilidade são listadas entre as síndromes geriátricas mais importantes a serem rastreadas na atenção primária e, portanto, o manejo de ambas as condições e o aumento de sua prevalência podem ser considerados um problema de saúde pública. No entanto, as avaliações clínicas utilizadas para identificar essas condições têm limitações inerentes e podem ter baixa sensibilidade para determinadas populações. Apesar dos equipamentos baseados em sensores de aceleração representarem uma opção para este rastreamento, existe uma lacuna na literatura quanto aos métodos e procedimentos, às variáveis a serem analisadas e aos pontos de corte para a análise dos dados de acelerometria para investigar tais síndromes na população. **Objetivo:** O objetivo deste estudo é classificar caidores e frágeis a partir de dados brutos de acelerometria obtidos da utilização de um acelerômetro triaxial durante 7 dias de realização de atividades de vida diária. **Materiais e método:** Foram realizados dois estudos (um para quedas e outro para fragilidade) de abordagem quantitativa, de caráter transversal observacional, sendo realizados a partir de uma amostra dos participantes do Estudo Epidemiológico do Movimento (EPIMOV). Foram coletados dados relativos ao histórico de quedas e à classificação da fragilidade, além de dados sociodemográficos, clínicos e antropométricos dessa população. Foram extraídas as características da acelerometria referentes a entropia, amplitude e frequência dos sinais obtidos com o uso de um acelerômetro triaxial por 7 dias. Testes estatísticos foram utilizados para identificar quais variáveis geram valores significativamente diferentes na comparação dos grupos de caidores e não caidores; e os grupos em fragilização (frágeis e pré-frágeis) e não frágeis. Análises de regressão logística e de acurácia também foram realizadas, o nível de significância estatística foi estabelecido em $p < 0,05$. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da UNIFESP, parecer número 186.796. **Resultados:** (a) Quedas: 451 indivíduos com 50 anos ou mais foram incluídos no estudo de quedas, sendo 73,2% mulheres e 14,2% caidores. As variáveis de acelerometria referentes à entropia e à terceira amplitude do sinal ($p = 0,019$; OR = 0,785 e $p = 0,038$; OR = 0,408, respectivamente) foram relacionadas à condição de caidor, sendo que quanto maior a entropia e a terceira amplitude do sinal, menor as chances do indivíduo ser um caidor. As características de entropia e amplitude do sinal de acelerometria foram capazes de identificar os caidores com uma sensibilidade de 70 a 80 %. (b) Fragilidade: 208 indivíduos com 30 anos ou mais foram incluídos no estudo de fragilidade, sendo 66,8% mulheres e 47,1% indivíduos em fragilização. O componente do critério de fragilidade mais prevalente foi o baixo nível de atividade física (31,3%). As variáveis de acelerometria referentes à entropia e as amplitudes do sinal foram relacionadas à condição de frágil, sendo que quanto maior a entropia e a segunda/terceira amplitude do sinal ($p < 0,001$; OR = 0,761, $p = 0,026$; OR = 0,704 e $p = 0,003$; OR = 0,465,

respectivamente) menor as chances do indivíduo ser frágil e quanto maior a primeira amplitude ($p = 0,003$; $OR = 1,649$) maior a chance do indivíduo ser frágil. As características de entropia e amplitude do sinal de acelerometria foram capazes de identificar os indivíduos em frágeis com uma sensibilidade de 65 a 72 %. **Considerações finais:** As características extraídas do sensor de aceleração foram capazes de discriminar e identificar com uma boa acurácia e sensibilidade indivíduos não caidores de caidores, e indivíduos não frágeis de em fragilização.

Palavras-chave: Processamento de Sinais Assistido por Computador. Aceleração. Marcha. Movimento. Acidentes por Quedas. Fragilidade. Limitação da Mobilidade. Sensores Remotos. Envelhecimento.

ABSTRACT

BET, P. CLASSIFYING “FALLERS” AND “FRAIL” AMONG COMMUNITY-DWELLING ADULTS WITH ACCELEROMETRY FEATURES EXTRACTED FROM DAILY-LIVE ACTIVITIES: A CROSS-SECTIONAL STUDY. 130 f. Tese de Doutorado – Programa de Pós-graduação Interunidades em Bioengenharia, Universidade de São Paulo. São Carlos, 2023.

Background: Numerous factors constitute challenges with regard to the process of population aging and epidemiological transition. Falls and frailty are listed among the most important geriatric syndromes to be screened in primary care, and therefore, the management of both conditions and the increase in their prevalence can be considered a public health problem. However, the clinical assessments used to identify these conditions have inherent limitations and may have low sensitivity for certain populations. Although equipment based on acceleration sensors represents an option for this screening, there is a gap in the literature regarding the methods and procedures, the variables to be analyzed, and the cutoff points for the analysis of accelerometry data to investigate such syndromes in the population. **Objective:** The aim of this study is to classify fallers and frailty individuals from the raw accelerometry data obtained with the use of a triaxial accelerometer during 7 days of activities of daily living. **Materials and method:** Two studies were carried out (one for falls and the other for frailty) with a quantitative approach and observational cross-sectional design, being carried out with participants from the database of the Epidemiological Study of Movement (EPIMOV). Data related to the falls history of falls and classification of frailty were collected in addition to sociodemographic, clinical, and anthropometric data of this population. Accelerometry features related to entropy, amplitude, and frequency of signals obtained using a triaxial accelerometer for 7 days were extracted. Statistical tests were used to identify which features generate significantly different values when comparing groups of fallers and non-fallers; and frail (pre-frail and frail) and non-frail groups. Logistic regression and accuracy analyses were also performed, and the level of statistical significance was calculated at $p < 0.05$. The study was approved by the UNIFESP Ethics Committee, number 186,796. **Results:** (a) Falls: 451 individuals aged 50 years or older were included in the falls study, 73.2% women and 14.2% fallers. The accelerometry features referring to entropy and the third amplitude of the signal ($p = 0.019$; OR = 0.785 and $p = 0.038$; OR = 0.408, respectively) were related to the faller condition, and the greater the entropy and the third amplitude of the signal, the lower the chances of the individual being a faller. The features of entropy and amplitude of the accelerometry signal were able to identify the fallers with a sensitivity of 70 to 80 %. (b) Frailty: 208 individuals aged 30 years or over were included in the frailty study, 66.8% women and 47.1% frail individuals. The most prevalent frailty classification component was the low level of physical activity (31.3%). The accelerometry features referring to entropy and signal amplitudes were related to the frail condition, and the greater the entropy and the second/third amplitude of the signal ($p < 0.001$; OR = 0.761, $p = 0.026$; OR = 0.704 and $p = 0.003$; OR = 0.465, respectively) the lower the chances of the individual being frail; and the greater the first amplitude ($p = 0.003$; OR = 1.649) the greater the chance of the individual being frail. The features of entropy and amplitude of the accelerometry signal were able to identify the frail with a sensitivity of 65 to 72 %. **Final considerations:** The fe-

atures extracted from the acceleration sensor were able to discriminate and identify with great accuracy and sensitivity non-fallers from fallers, and non-frail from frail (pre-frail and frail).

Keywords: Signal Processing. Computer-Assisted. Acceleration. Gait. Movement. Accidental Falls. Frailty. Mobility Limitation. Remote Sensors. Aging. Older persons.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	– Pirâmides etárias do Brasil de 1980, 2000, 2010 e 2050. A cor azul representa o sexo masculino e a rosa o sexo feminino. Fonte: <i>Population Pyramid, 2023</i>	21
FIGURA 2	– Modelo de fatores de risco para quedas. Fonte: Elaborado pela própria autora e adaptado de WHO (2010).	29
FIGURA 3	– Diagrama da sequência de passos para a aquisição do sinal, processamento, extração das características e análise dos dados de acelerometria. Fonte: Elaboração da própria autora.	47
FIGURA 4	– O ActiGraph GT3X+, MTI, Pensacola, FL é um dispositivo vestível da ActiGraph para monitoramento contínuo e real de atividade, mobilidade e sono. Fonte: ActiGraph.	53
FIGURA 5	– Exemplo de um espectro de potência. Os valores das três frequências relativas às três maiores amplitudes do espectro de potência (PSPF1, PSPF2 e PSPF3) são representados pela cor verde e os valores das três maiores amplitudes do espectro de potência (PSP1, PSP2 e PSP3) são representados pela cor vermelha. Fonte: Elaboração da própria autora.	56
FIGURA 6	– Curvas ROC das variáveis de entropia e amplitude do sinal (PSE, PSP1 e PSP3) para a identificação de caído. Fonte: Elaboração da própria autora.	62
FIGURA 7	– Curvas ROC das variáveis de entropia e amplitude do sinal (PSE, PSP1, PSP2 e PSP3) para a identificação de indivíduos em fragilização. Fonte: Elaboração da própria autora.	69

LISTA DE TABELAS

TABELA 1	– Comparação da avaliação dos critérios para classificação de fragilidade definidos por Fried et al. (2001) e os utilizados na avaliação de fragilidade neste estudo.	51
TABELA 2	– Caracterização da amostra dividida entre não caidores e caidores contendo variáveis descritivas categóricas e contínuas (n=451).	60
TABELA 3	– Caracterização da amostra dividida entre não caidores e caidores contendo as variáveis de acelerometria referentes a entropia, amplitude e frequência do sinal extraídas do uso acelerômetro durante 7 dias de atividades de vida diária (n=451).	61
TABELA 4	– Associações entre as variáveis de acelerometria e ocorrência de quedas na amostra estudada (n=451).	62
TABELA 5	– Visão geral dos principais resultados para AUC ROC, sensibilidade (TPR) e especificidade (TNR) das características de acelerometria para o estudo de quedas (n=451).	63
TABELA 6	– Caracterização geral da amostra de acordo com os 5 componentes do fenótipo da fragilidade e a classificação quanto aos seus níveis após a avaliação. Além da caracterização geral são apresentados os valores para a amostra dividida por sexo e por idade (n=208).	64
TABELA 7	– Caracterização da amostra dividida entre não frágeis (robustos) e em fragilização (pré-frágeis e frágeis) contendo variáveis descritivas categóricas e contínuas (n=208).	66
TABELA 8	– Caracterização da amostra dividida entre não frágeis e em fragilização contendo as variáveis de acelerometria referentes a entropia, amplitude e frequência do sinal extraídas do uso acelerômetro durante 7 dias de atividades de vida diária (n=208).	67
TABELA 9	– Associações entre as variáveis de acelerometria e fragilidade na amostra estudada (n=208).	68
TABELA 10	– Visão geral dos principais resultados para AUC ROC, sensibilidade (TPR) e especificidade (TNR) das características de acelerometria para o estudo de fragilidade (n=208).	68

LISTA DE SIGLAS

TUG	Timed Up and Go
TC6'	Teste de Caminhada de Seis Minutos
AVD	Atividades de Vida Diária
OMS	Organização Mundial de Saúde
DCNT	Doenças Crônicas Não Transmissíveis
EEB	Escala de Equilíbrio de Berg
POMA	Performance de Avaliação da Mobilidade Orientada pelo Desempenho
COP	Centro de Pressão
EPIMOV	Estudo Epidemiológico do Movimento Humano
FAPESP	Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo
UNIFESP	Universidade Federal de São Paulo
TECR	Teste de Exercício Cardiorrespiratório
IMC	Índice de Massa Corporal
AFMV	Atividade Física Moderada a Vigorosa
$VO_2\text{max}$	Volume de Oxigênio Máximo
TECR	Teste DE Exercício Cardiorrespiratório
RCVHF	Histórico Familiar de Doenças Cardiovasculares
MMC	Massa Magra Corporal
Hz	Hertz
PSE	Power Spectrum Entropy
PSPF	Power Spectrum Peak Frequency
PSP	Power Spectrum Peak
WPSP	Weighted Power Spectrum Peak
ROC	Característica de Operação do Receptor
AUC ROC	Area Under the ROC Curve
VP	Verdadeiros Positivos
VN	Verdadeiros Negativos
FP	Falsos Positivos
FN	Falsos Negativos
TPR	Taxa de Verdadeiros Positivos
TNR	Taxa de Falsos Positivos
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	ORGANIZAÇÃO DO DOCUMENTO	19
2	REVISÃO DA LITERATURA	20
2.1	ENVELHECIMENTO POPULACIONAL	20
2.2	SÍNDROMES GERIÁTRICAS	24
2.2.1	Quedas	26
2.2.2	Fragilidade	32
2.3	ANÁLISE DO MOVIMENTO PARA IDENTIFICAÇÃO E CLASSIFICAÇÃO DE CONDIÇÕES DE SAÚDE	36
3	OBJETIVOS	44
3.1	OBJETIVO GERAL	44
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	44
4	MATERIAIS E MÉTODOS	45
4.1	DELINEAMENTO	45
4.2	SELEÇÃO AMOSTRAL	45
4.2.1	Critérios de elegibilidade	46
4.2.1.1	Estudo 1: quedas	46
4.2.1.2	Estudo 2: fragilidade	46
4.2.2	Critérios de inclusão: quedas e fragilidade	46
4.2.3	Critérios de exclusão: quedas e fragilidade	46
4.3	PROCEDIMENTOS	47
4.3.1	Avaliação das condições de saúde e aquisição do sinal	47
4.3.2	Processamento de sinais e extração de características	53
4.3.3	Análise de dados	56
4.4	IMPLEMENTAÇÃO E REPRODUTIBILIDADE	58
5	RESULTADOS	59
5.1	QUEDAS	59
5.2	FRAGILIDADE	63
6	DISCUSSÃO	70
6.1	QUEDAS	70
6.2	FRAGILIDADE	73
7	CONSIDERAÇÕES FINAIS	81
8	TRAJETÓRIA ACADÊMICA E TÉCNICO-CIENTÍFICA	83
8.1	ATIVIDADES DE PESQUISA	83
8.1.1	Participação de Projeto de Pesquisa	83
8.1.2	Artigos Publicados	83
8.1.3	Livros Publicados	84
8.1.4	Resumos Expandidos Publicados em Anais de Eventos	84
8.1.5	Resumos Publicados em Anais de Eventos	84
8.1.6	Apresentações de Trabalho	85
8.2	ATIVIDADES DE ENSINO	86

8.2.1	Atividades de Experiência Docente	86
8.2.2	Atividades de Coorientação	86
8.3	OUTRAS ATIVIDADES DESENVOLVIDAS	87
8.3.1	Participação em Banca de Trabalho de Conclusão de Curso	87
8.3.2	Participação em Banca de Curso de Especialização	87
8.3.3	Participação como Comissão Julgadora	88
8.3.4	Participação em Palestras	88
8.3.5	Organização de eventos	88
8.3.6	Participação como Revisor de Periódicos	88
8.4	PREMIAÇÕES RECEBIDAS	88
8.4.1	Participação em Eventos	89
8.4.2	Participação em Cursos	89
8.5	LINK DO CURRÍCULO EM PLATAFORMAS OFICIAIS	89
	REFERÊNCIAS	90
	Apêndice A - PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP	108
	Apêndice B - PROTOCOLO DE AVALIAÇÕES	111

1 INTRODUÇÃO

O manejo das síndromes geriátricas são um desafio emergente para os profissionais da área da saúde e para o envelhecimento saudável da população (INOUYE et al., 2007; CARLSON et al., 2015). As principais síndromes geriátricas listadas na literatura são: múltiplas comorbidades, comprometimento cognitivo, fragilidade, incapacidade, depressão, desnutrição, inflamação crônica, quedas, incontinência urinária, osteoporose, polifarmácia, demência e distúrbios do sono (KANE et al., 2012; ROSSO et al., 2013; CARLSON et al., 2015; SENN; MONOD, 2015; TABUE-TEGUO et al., 2018).

As quedas e a fragilidade são classificadas como as síndromes mais importantes a serem rastreadas na atenção primária e, portanto, o aumento da prevalência dessas condições pode ser considerado um importante problema de saúde pública (CARLSON et al., 2015). A identificação do risco de quedas e a classificação do nível de fragilidade são comumente rastreadas por meio de instrumentos de referência validados para tal função. Para identificar uma pessoa em risco de quedas e/ou caidora, são utilizados anamnese e/ou instrumentos funcionais com notas de corte previamente definidas (PARK, 2018). Para identificar uma pessoa quanto aos níveis de fragilidade (frágil, pré-frágil ou não frágil/robusto) são utilizados apenas instrumentos de rastreio, sejam eles aplicados por um avaliador ou pelo próprio indivíduo (DOLENC; ROTAR-PAVLIČ, 2019). Entretanto, as avaliações clínicas para identificar estas condições possuem limitações inerentes como subjetividade do avaliador, espaço para teste restrito, dificuldade no entendimento e alto custo, e ainda podem possuir baixa sensibilidade ou acessibilidade para população ativas, saudáveis e mais jovens (WANG et al., 2017).

Estas síndromes podem afetar a marcha e o movimento humano, sendo o monitoramento de parâmetros derivados desses eventos útil para auxiliar seu diagnóstico e avaliação. Os avanços tecnológicos permitem a quantificação objetiva da mobilidade real por meio de sensores vestíveis, como acelerômetros, giroscópios e magnetômetros. A aceleração e a velocidade angular derivadas desses sensores são os dados mais comuns usados para caracterizar a atividade humana (SURI et al., 2022; DEMROZI et al., 2020). Além de ser um forte mecanismo para identificar características discriminatórias e declínio funcional no movimento humano, a aceleração tem a vantagem de não ser intrusiva, proporcionando conforto e segurança ao indivíduo (SEJDIĆ et al., 2013; SONG et al., 2014).

Os recursos extraídos dos sinais do acelerômetro durante o monitoramento do movimento de um indivíduo foram utilizados em estudos anteriores para identificar e discriminar indivíduos com doenças como Parkinson, epilepsia, esclerose múltipla, transtorno bipolar, radiculopatia lombar, arritmia e/ou apneia do sono (BOUTAAYAMOU et al., 2015; DIN et al., 2015; RIBEIRO et al., 2016; GRUENERBL et al., 2014; BIDABADI et al., 2019; PHAN et al., 2008); e identificar padrões de movimento que possam caracterizar indivíduos em grupos de interesse, como indivíduos caidores e não caidores, e frágeis e não frágeis (WANG et al., 2017; PONTI et al., 2017; HOWCROFT et al., 2017; BET et al., 2021; PLOEG et al., 2023).

Estudos recentes têm buscado investigar o comportamento do movimento e sua relação com estas síndromes por meio de testes funcionais — como o teste Timed Up and Go (TUG) e o Teste de Caminhada de Seis Minutos (TC6' — e atividades de vida diária (AVD), junto com o uso de sensores de aceleração (PONTI et al., 2017; BET et al., 2016; WANG et al., 2017). Por outro lado, o aumento no volume de dados resultante do monitoramento de longo prazo (*big data*) usando esses sensores requer *pipelines* de análise válidos, robustos e eficientes para essa tarefa de reconhecimento (ULLRICH et al., 2020). Um sistema básico de detecção destes eventos executa as seguintes etapas principais: (1) determinação do protocolo; (2) detecção e/ou aquisição de dados a serem analisados — usando testes funcionais ou sinais AVD; (3) processamento dos dados capturados; (4) extração dos dados quantitativos do movimento; e (5) finalmente, classificação da amostra (SURI et al., 2022; BET et al., 2019b). Apesar de ser o método mais utilizado, existe a necessidade de se estabelecer um padrão-ouro de acesso aberto pelo qual diferentes sistemas de classificação e avaliação de risco possam ser comparados, o que abriria um caminho confiável para uma comparação de desempenho entre os diferentes sistemas detectados e descritos na literatura (FERREIRA et al., 2022).

Outro ponto importante de acordo com Patel et al. (2020) é que faltam estudos para identificar estas síndromes fora do laboratório, que são realizados durante as atividades diárias do indivíduo. Além disso, as características do sinal de acelerometria baseadas nos domínios de tempo, frequência e tempo-frequência são mais usadas para distinguir grupos na prática clínica do que nas configurações da vida diária (SEJDIĆ et al., 2013). Outros parâmetros de movimento estudados são a variabilidade da aceleração da amplitude, cadência, frequência do ciclo, variabilidade, duração, simetria dos passos, passada, equilíbrio e caminhada (JARCHI et al., 2018).

Deste modo, há uma lacuna na literatura sobre a análise dos dados de acelerometria a fim de investigar tais síndromes na população e se faz necessário estudar sobre quedas e fragilidade em populações de adultos mais novas pois, apesar de aumentar a prevalência destas

condições com a idade, elas ainda não são amplamente estudadas nesta população mais jovens. É sabido que a chance de recuperação destas síndromes diminui com a idade, por isso identificar o risco associado a elas em população de diversas idades e não somente em pessoas idosas é importantes para a discussão da sua prevenção tanto no âmbito científico quanto no clínico. Além disso, o uso de sensores durante a realização de atividades no mundo real e não em laboratórios controlados pode trazer um leque de oportunidades devido ao aumento do uso destes sensores pela população em dispositivos vestíveis, como *smartwatch*.

Este trabalho tem por objetivo classificar pessoas com histórico de quedas (caidores) e frágeis a partir de dados brutos de acelerometria obtidos da utilização de um acelerômetro triaxial durante 7 dias de realização de atividades de vida diária. Além disso, serão comparadas as frequências dos sinais de aceleração e seus parâmetros entre os grupos a fim de identificar a acurácia, sensibilidade e especificidade das características para tal função.

1.1 ORGANIZAÇÃO DO DOCUMENTO

O documento está organizado, além desta introdução (Capítulo 1), da seguinte maneira: o Capítulo 2 contém a revisão da literatura do trabalho, onde são apresentados os conceitos principais utilizados neste projeto, como envelhecimento populacional, síndromes geriátricas e análise da marcha e movimento humano para identificação e classificação de condições de saúde. A seguir, os objetivos do trabalho são descritos no Capítulo 3. Posteriormente, são apresentados os materiais e métodos no Capítulo 4, resultados do trabalho no Capítulo 5 e a discussão no Capítulo 6. No Capítulo 7 as conclusões e considerações finais do trabalho são apresentadas. Por último, apresento minha trajetória acadêmica e técnico-científica durante o período do doutorado no Capítulo 8.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 ENVELHECIMENTO POPULACIONAL

O envelhecimento populacional, fenômeno que está ocorrendo no Brasil e no mundo, é caracterizado pelo crescimento da proporção de pessoas mais velhas decorrente do aumento da expectativa de vida e do declínio das taxas de fertilidade e mortalidade, e está diretamente associado as alterações demográficas, sociais e econômicas (ERVATTI et al., 2015; WHO, 2020; VASCONCELOS; GOMES, 2012). Em países de baixa e média renda o período para o enfrentamento do envelhecimento populacional e as suas demandas geradas é muito mais curto (WHO, 2020). No Brasil a população também está envelhecendo em ritmo acelerado, entretanto, o contexto histórico de desigualdade social, econômica e regional interfere diretamente neste processo (NEUMANN; ALBERT, 2018).

O processo de transição demográfica vem transformando o perfil da pirâmide etária do nosso país: a pirâmide perdeu seu formato triangular característico de países jovens e passou a ter um formato trapezoidal, típico de países que estão enfrentando um processo de envelhecimento da população (Figura 1). Deste modo, de uma população predominante de jovens, passaremos a um contingente cada vez maior e significativo de pessoas idosas (VASCONCELOS; GOMES, 2012; POOL et al., 2006).

Desde a década de 40 o grupo etário de pessoas idosas (60 anos ou mais) é o que mais cresce no Brasil. Entre os anos de 1980 e 2000 esta população cresceu cerca de 107% no país. A estimativa é que o Brasil tenha atualmente cerca de 14,68% da população composta por pessoas idosas e passe a ter cerca de 34 milhões de pessoas idosas até 2025 e 50 milhões até 2050, sendo o crescimento mais drástico o da população de maiores de 80 anos (RAMOS et al., 1987; IBGE, 2021; NEUMANN; ALBERT, 2018; WHO, 2020). As projeções apontam para que o Brasil tenha cerca de 29,7% da população composta por pessoas idosas até 2050, assim, nosso país irá ultrapassar a Europa em proporção média de pessoas idosas na população ($\approx 24\%$) e irá atingir o mesmo contingente de país mais envelhecido do mundo, o Japão (MUNDIAL, 2011).

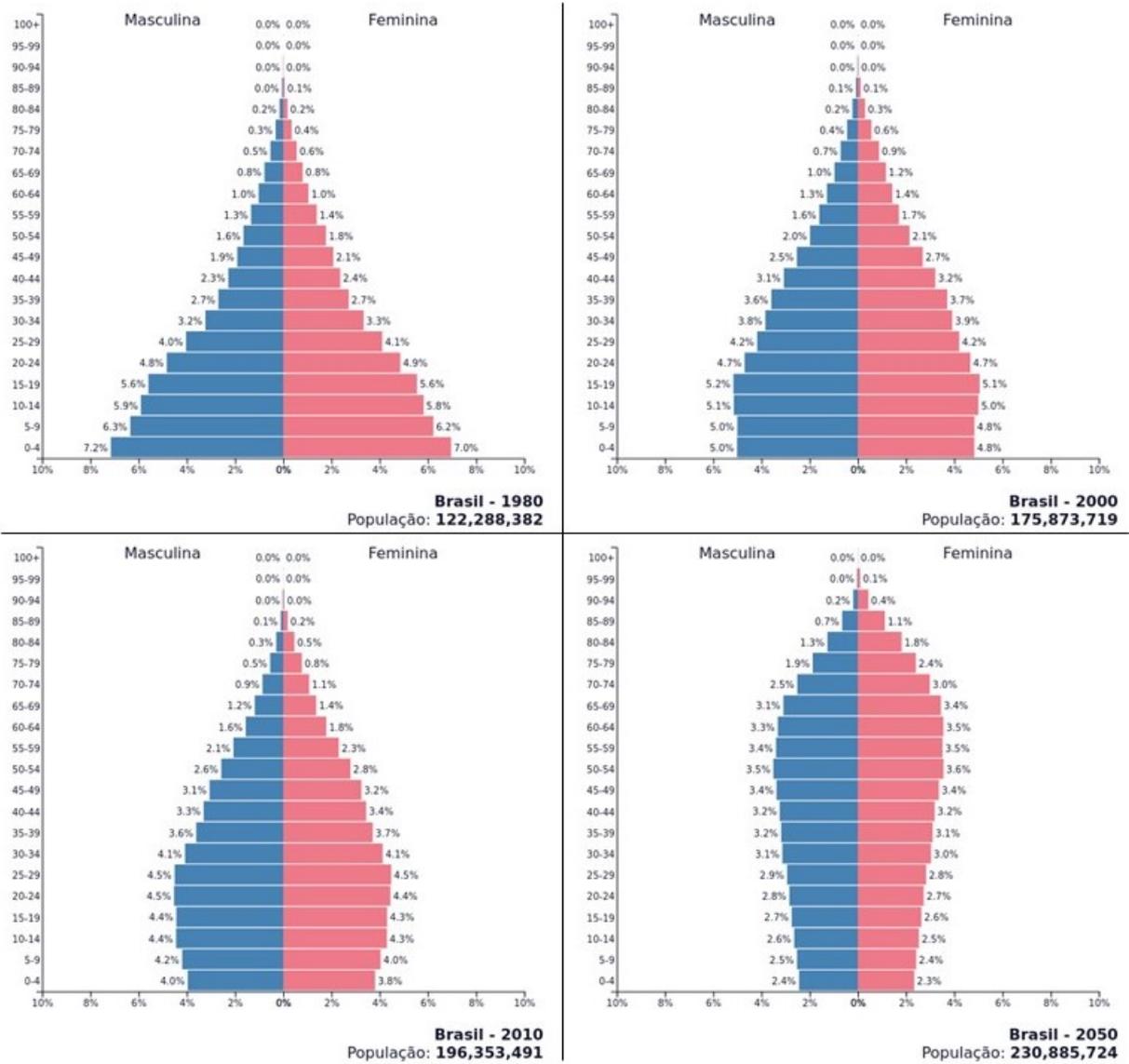


Figura 1: Pirâmides etárias do Brasil de 1980, 2000, 2010 e 2050. A cor azul representa o sexo masculino e a rosa o sexo feminino. Fonte: *Population Pyramid*, 2023.

O aumento na expectativa de vida é outro fator importante para o envelhecimento populacional, sendo que a melhoria das condições de vida e saúde de uma parcela da população e a rapidez em que o envelhecimento acontece foram fundamentais para este aumento (RAMOS et al., 1987). A expectativa de vida da população brasileira cresceu cerca de 31 anos desde 1940, passando de 57 para 70 anos entre 1950 e 1982, e posteriormente para 76,6 anos em 2019 (IBGE, 2019).

De acordo com Kalache et al. (1987), as taxas de fertilidade, natalidade e mortalidade são importantes fatores que também influenciaram o processo de envelhecimento populacional e transição demográfica. Para que a população envelheça, foi necessário um alto número de nascimentos durante as primeiras décadas do século XX, associado a um progressivo decréscimo nas taxas de mortalidades em todos os grupos etários. Posteriormente, houve um declínio da taxa de fertilidade e natalidade, acarretando no aumento progressivo dos adultos. Ou seja, de acordo com o autor, para que a população se torne envelhecida é “necessário primeiro que nasçam muitas crianças, segundo que as mesmas sobrevivam até idades avançadas e que, simultaneamente, o número de nascimentos diminua” (KALACHE et al. 1987, p.5). Sendo assim, há uma diminuição de jovens na população e a proporção daqueles que sobreviveram até idades mais avançadas começa a crescer, caracterizando o processo de envelhecimento populacional e transição demográfica. Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), até 2025 cerca de 120 países irão alcançar as taxas de fertilidade total abaixo do nível de reposição — fertilidade média de 2,1 crianças por mulher (OMS, 2005), contribuindo ainda mais para o processo de inversão da pirâmide etária.

Outra condição que está extremamente relacionada ao envelhecimento da população é a transição epidemiológica. A transição epidemiológica é o processo de transformação do perfil das causas de morte da população — de um passado onde as mortes eram predominantemente relacionadas a doenças transmissíveis, como tuberculose, rubéola e peste negra, passamos para um contexto no qual as doenças crônicas não transmissíveis (DCNT) e morbidade, como transtornos neuropsiquiátricos, doenças do aparelho circulatório, doenças respiratórias crônicas e cânceres, assumiram o principal motivo de morte da população (MALTA et al., 2011). Sendo assim, com uma população com um contingente cada vez maior de pessoas idosas, as doenças típicas do envelhecimento (DCNT e morbidades) serão as doenças que mais acometerão a população e ocasionarão a maioria das mortes no país (OLIVEIRA, 2019).

Em termos biológicos o processo de envelhecimento populacional é caracterizado pela diminuição da reserva funcional que, quando somada aos anos de exposição a inúmeros fatores de risco, torna os indivíduos mais velhos vulneráveis às doenças (COSTA et al., 2003).

Conseqüentemente, o contingente de pessoas idosas que apresenta algum tipo de DCNT cresce com índices preocupantes a cada ano (MACHADO et al., 2017; PORCIÚNCULA et al., 2014). Deste modo, as DCNT, que são consideradas as maiores causas de mortes na atualidade, são um desafio na atuação junto a pessoas idosa no sistema de saúde, pois modelos vigentes de atenção a saúde se mostram ineficientes e possuem um alto custo (BARRETO et al., 2015; VERAS, 2009).

As DCNT são condições que perduram por muitos anos, exigindo maior acompanhamento e intervenções contínuas (BRITO et al., 2013). Além disso, estes tipos de doenças podem acarretar uma exposição a múltiplos fatores de risco que, conseqüentemente, podem levar ao surgimento de síndromes geriátricas. As síndromes geriátricas, que serão abordadas no decorrer deste estudo, podem acarretar um aumento na dependência da pessoas idosa e diminuição de sua qualidade de vida (RIKKERT et al., 2003).

Em linhas gerais, é evidente que as mudanças na estrutura populacional acarretadas pelo processo de envelhecimento ocasionam uma série de desafios para os quais nosso país não está preparado, sendo o principal a promoção da saúde e da formação de recursos humanos (COSTA et al., 2003). Essas novas demandas acarretam um aumento dos custos necessários para acolher e atender melhor a pessoa idosa (BRITO et al., 2013; WHO, 2020). Embora tenham sido desenvolvidas políticas e mecanismos considerados essenciais para garantir o direito de pessoas idosas de terem um envelhecimento bom e digno nos últimos anos, a criação destes mecanismos tem sido lenta e difícil devido, principalmente, a falta de coordenação e recursos (NEUMANN; ALBERT, 2018).

Por último é importante ressaltar que este doutorado foi realizado entre 2019 e 2023, englobando um período de pandemia, que seria muito relevante e importante para a história mundial. No dia 12 de março de 2020 a OMS declarou uma pandemia da doença de coronavírus (COVID-19). Os primeiros casos surgiram no final de 2019, como um surto de pneumonia de origem desconhecida (CIOTTI et al., 2020) e, posteriormente, o vírus foi identificado como uma síndrome respiratória aguda grave de coronavírus 2 (SARS-CoV-2), sendo o surto desta doença denominado como doença COVID-19 (GORBALENYA et al., 2020).

Por ser uma doença de características respiratórias, o SARS-CoV-2 possui uma alta taxa de disseminação e transmissão. Deste modo, medidas como o isolamento social, uso de máscaras e a lavagem das mãos foram necessárias para conter o avanço da doença (GARCIA; DUARTE, 2020). Neste contexto de isolamento social e falta de acesso a serviços de saúde, com sobrecarga de sistemas públicos e privados de cuidados, mecanismos remotos de monitoramento, diagnóstico e intervenção em saúde com uso de sensores de acelerometria foram

grandes aliados e representam uma esperança de maior acessibilidade à atenção em saúde. Embora essas medidas tenham sido adotadas no mundo todo, houve alta incidência de casos e mortes pela doença durante os anos de pandemia. No Brasil, de acordo com o painel de casos de doença fornecido pelo Ministério da Saúde, até 2023 foram registrados 37.601.257 casos e 702.907 mortes pela doença (BRASIL, 2023).

Apenas no dia 5 de maio de 2023, mais de três anos após o início da pandemia, a OMS declarou fim da emergência global de saúde pública referente à COVID-19 (WHO, 2023). Apesar do aumento da mortalidade durante a pandemia de COVID-19 acredita-se que isso não irá se traduzir em reduções de longo prazo na expectativa de vida (HARPER, 2021).

2.2 SÍNDROMES GERIÁTRICAS

O termo “síndrome geriátrica” é utilizado para definir condições multifatoriais que não se enquadram em categorias de doenças discretas já conhecidas e que ocorrem principalmente na população idosa (INOUYE et al., 2007; CARLSON et al., 2015). Anteriormente, no final dos anos 60, sua terminologia era utilizada para se referir às características que eram apresentadas com maior frequência em pessoas idosas internadas em serviços geriátricos do aqueles que viviam na comunidade (AYALA, 2005).

De acordo com Rikkert et al. (2003), o processo de surgimento de uma síndrome geriátrica começa a partir do declínio da capacidade da reserva homeostática de todos os sistemas orgânicos devido ao aumento da idade. Este declínio resulta na exposição a múltiplos fatores de risco individuais e pode ser atenuado por doenças crônicas pré-existentes, levando ao surgimento de doenças atípicas e que atualmente são chamadas de síndromes geriátricas. Estas síndromes possuem as mesmas características: são muito frequentes (com alta prevalência e incidência), causam consequências significativas na qualidade de vida do indivíduo e geram ou aumentam a dependência desta pessoa.

As principais síndromes geriátricas listadas na literatura são: múltiplas comorbidades, comprometimento cognitivo, fragilidade, incapacidade, depressão, desnutrição, inflamação crônica, quedas, incontinência urinária, osteoporose, polifarmácia, demência e distúrbios do sono (KANE et al., 2012; ROSSO et al., 2013; CARLSON et al., 2015; SENN; MONOD, 2015; TABUE-TEGUO et al., 2018). Apesar de muito heterogêneas, essas síndromes compartilham características comuns e, principalmente, são muito prevalentes em pessoas idosas (INOUYE et al., 2007).

De acordo com Tabue-Teguo et al. (2018), as síndromes geriátricas mais prevalen-

tes na população idosa são: polifarmácia, com uma prevalência de 50,6%, quedas (43,1%), fragilidade física (17,8%) e demência (15,6%). Entretanto, sua prevalência varia conforme a população estudada e as avaliações utilizadas para sua identificação. Uma pesquisa realizada na China identificou que cerca de 75,3% das pessoas idosas com 60 anos ou mais que vivem na comunidade possuem pelo menos uma síndrome geriátrica (CHEUNG et al., 2018). Na França, pelo menos 80,5% das pessoas idosas com 75 anos ou mais possuem pelo menos uma síndrome geriátrica, sendo a polifarmácia (50,6%) e as quedas (43,1%) as mais prevalentes (TABUETEGUO et al., 2018). Na Rússia, um estudo identificou que a média de síndromes geriátricas em pessoas idosas com 65 anos ou mais que frequentavam clínicas comunitárias é de 2,9 e que apenas 7% das pessoas idosas não possuem nenhum tipo destas síndromes (TKACHEVA et al., 2018). Apesar de serem amplamente estudadas, não há dados de prevalência geral de síndromes geriátricas na população brasileira.

No estudo realizado por Inouye et al. (2007) foram identificados alguns fatores de risco para desenvolvimento de síndromes geriátricas, sendo eles: idade avançada, comprometimento cognitivo basal, comprometimento funcional basal e mobilidade prejudicada. Esta identificação foi possível pois muitas destas síndromes possuem mecanismos fisiopatológicos parecidos, o que possibilita uma abordagem unificada destas condições.

Em geral as síndromes geriátricas possuem um efeito significativo na qualidade de vida, deficiência/incapacidade e uso de recursos de saúde. Possuir uma dessas síndromes pode aumentar o risco de hospitalização ou admissão precoce em instituições de cuidados de longo prazo para pessoas idosas, e podem ainda aumentar o tempo de permanência do indivíduo nestes locais (YANG et al., 2019; TKACHEVA et al., 2018; WANG et al., 2013; ANPALAHAN; GIBSON, 2008). Estas síndromes demonstram co-ocorrência substancial com doenças crônicas (LEE et al., 2009). Além disso, a presença de síndromes geriátricas foi associada a uma maior incidência de declínio funcional, menor sobrevivência e a uma maior taxa de mortalidade durante a hospitalização (SÁNCHEZ et al., 2011; KANE et al., 2012).

Em muitos casos o surgimento destas síndromes geriátricas pode ser evitado e, se devidamente diagnosticadas, podem ser tratadas de maneira precoce. Deste modo, sua abordagem diagnóstica e terapêutica requer uma avaliação abrangente, com abordagem interdisciplinar e uso correto da abordagem nos níveis de atenção a saúde da pessoa idosa (AYALA, 2005). Apesar de serem denominadas como "geriátricas" e de sua prevalência aumentar com a idade, todas essas síndromes também se manifestam em indivíduos com menos de 60 anos. Iniciar o diagnóstico de risco e a intervenção o mais cedo possível aumenta significativamente as chances de cura ou prevenção de sequelas secundárias. No entanto, há uma lacuna significativa na lite-

ratura científica em relação a pessoas mais jovens que sofrem com essas síndromes, e enfrentamos desafios na definição de parâmetros de rastreamento clínico adequados para essas populações na atenção primária.

Carlson et al. (2015) classificaram as quedas, a incontinência urinária, a fragilidade e o comprometimento cognitivo como as síndromes geriátricas mais importantes a serem reconhecidas na atenção primária. Sendo assim, por serem condições de saúde com alta prevalência em pessoas idosas que vivem na comunidade (TKACHEVA et al., 2018), este estudo irá abordar aspectos relevantes sobre as síndromes de quedas e fragilidade e suas consequências.

2.2.1 QUEDAS

Queda é definida pela OMS como “vir a inadvertidamente ficar no solo ou em outro nível inferior, excluindo mudanças de posição intencionais para se apoiar em móveis, paredes ou outros objetos” (OMS, 2008). Embora esta definição seja a mais utilizada na literatura mundial, há uma ampla variação do que é caracterizado como uma queda na população idosa, sendo que a maioria dos conceitos abordam uma combinação de aspectos de topografia, biomecânica e componentes comportamentais para a classificar (HAUER et al., 2006).

A prevalência de quedas na população idosa mundial é de cerca de 33% (OMS, 2008). Entretanto, este número sofre variações de acordo com a população estudada e a região onde as pesquisas são realizadas: na Inglaterra e na Irlanda, a prevalência de quedas em uma população que realiza diálise é de 47%. Nos Estados Unidos, a prevalência de quedas é de 23% em pessoas idosas que vivem na comunidade (JIA et al., 2019) e no Brasil é de 27% para a mesma população (FILHO et al., 2019). Além disso, um estudo chinês identificou que a incidência de quedas em pessoas idosas que vivem na área rural é maior que aqueles que vivem em áreas urbanas (ZHANG et al., 2019). Na Índia, a prevalência de quedas varia entre 26 e 37% em uma população rural de pessoas idosas (JOSEPH et al., 2019; KUMAR; RAVINDRAN, 2019) e, para a mesma população no Peru, sua prevalência é de 64% (MEUCCI et al., 2020).

Apesar das taxas de prevalência de quedas se manterem em torno de 27% ao longo dos últimos anos no Brasil (SIQUEIRA et al., 2011; PIMENTEL et al., 2018; MALINIA et al., 2019), houve um aumento da taxa de mortalidade devido a quedas no país (ABREU et al., 2018). Entre 1996 e 2012, Abreu et al. (2018) desenvolveram uma pesquisa que abrangia todo o território nacional com objetivo de analisar a tendência da morbimortalidade por quedas em pessoas idosas no Brasil e identificaram que a taxa de mortalidade por eventos decorrentes das quedas aumentou 200% (cerca de 15% ao ano) neste período. Cerca de 33% dos óbitos por quedas no país ocorrem nas capitais dos estados brasileiros, sendo a região Centro-Oeste a com

taxas de internação e mortalidade mais elevadas. Os pesquisadores ainda identificaram em suas projeções que o aumento da taxa de mortalidade por quedas tende a continuar nos próximos anos. Além disso, uma alta porcentagem destas mortes, cerca de 70%, são consideradas como evitáveis (DRAKE et al., 2021).

Esta tendência também foi observada em outros países. Nos Estados Unidos, o número absoluto de mortes por quedas em pessoas idosas com 75 anos ou mais aumentou de 8.613 em 2000 para 25.189 em 2016 (HARTHOLT et al., 2019). Na Espanha, as taxas de mortalidade por 100 mil pessoas/ano aumentaram de 20,6 para 30,1 nos homens e 13,8 para 20,8 nas mulheres entre 2000 e 2015 (PADRÓN-MONEDERO et al., 2017). Entre 2006 a 2016, a mortalidade por quedas não intencionais ajustada por idade aumentou 5% na China (CHENG et al., 2019), e a mortalidade geral (intencionais e não intencionais) aumentou 4% na Austrália e 2% no Reino Unido (WU et al., 2020).

Seguindo a mesma tendência das taxas de mortalidade, os gastos com atendimentos médicos de quedas, lesões relacionadas a ela e as internações decorrentes de suas consequências aumentam a cada ano (ABREU et al., 2018; SILVEIRA et al., 2020). Os custos com atendimentos e hospitalização decorrentes de quedas no Brasil variaram de 60 a 102 milhões entre 2005 e 2010, havendo um aumento de 58% dos valores totais quando comparados os anos (BARROS et al., 2015). Nos Estados Unidos o gasto estimado com quedas foi de 50 bilhões de dólares em 2015 (FLORENCE et al., 2018). Na Inglaterra cerca de 49% dos custos totais das quedas são decorrentes de internações hospitalares e 41% são atribuídas aos custos de cuidados a longo prazo decorrentes deste evento (SCUFFHAM et al., 2003). Além disso, os custos aumentam em determinados grupos de pessoas idosas: os gastos com quedas são cerca de cinco vezes maiores em mais velhos (maiores de 75 anos) quando comparados com aqueles entre 60 a 74 anos (SCUFFHAM et al., 2003); os gastos médicos com quedas em mulheres são cerca de duas a três vezes maiores do que para os homens em todos os ambientes de tratamento médico (STEVENS et al., 2006). Deste modo, devido às suas altas taxas de prevalência e incidência, e os impactos econômicos atrelados a quedas, podemos considerá-la como um problema de saúde pública (FLORENCE et al., 2018).

Apesar das quedas serem consideradas eventos multifatoriais, algumas patologias podem estar relacionadas com a sua ocorrência, potencializando seu risco na população. Essas patologias podem ser divididas em três principais categorias: patologias neurológicas, patologias músculo esqueléticas e patologias cardiovasculares. De acordo com Terroso et al. (2014) as patologias **neurológicas** que podem potencializar a ocorrência de quedas em pessoas idosas são acidentes vasculares encefálicos, demência, desordens vestibulares/equilíbrio, Parkinson e

esclerose múltipla; as **músculo esqueléticas** são osteoporose, perda de massa muscular, artrite, problemas nos membros inferiores e deformidade das articulações; já as **cardiovasculares** são hipotensão ortostática, arritmias e síncope. Além dessas patologias, a diabetes mellitus, pneumonia e distúrbios do sono são consideradas “doenças comuns do envelhecimento” que podem acarretar maior risco para quedas.

Outros inúmeros fatores de riscos podem contribuir para a ocorrência de quedas, sendo que, estes fatores refletem a pluralidade de determinantes da saúde que podem afetar direta ou indiretamente o bem-estar do indivíduo OMS (2008). De acordo com a OMS (2008), o resultado da interação destes fatores de risco complexos ocasionam uma queda. Estes fatores de riscos podem ser divididos em quatro grandes grupos, sendo eles fatores de risco comportamentais, fatores biológicos, fatores ambientais e fatores socio-econômicos (Veja Figura 2) OMS (2008). Os fatores **comportamentais** são aqueles relacionados com características do comportamento humano, como emoções e escolhas diárias. Overdose de medicações, medo de cair, autopercepção ruim de saúde, redução do nível de atividade física e atividade de vida diária, consumo de álcool, tabagismo e uso de calçados inadequados são os principais fatores de risco comportamentais para ocorrência de quedas (TERROSO et al., 2014).

As características individuais pertencentes ao corpo humano são considerados **fatores de risco biológicos** para quedas. Os mais comuns são a falta de equilíbrio durante a marcha, degradação músculo esquelética e sensorial, dependência funcional na mobilidade, prejuízo cognitivo, idade avançada, sexo feminino, diminuição de densidade e massa óssea, perda de visão, doenças crônicas, depressão, tontura e/ou vertigem, incontinência urinária, hipotensão, dor, alterações de tecidos moles, problemas de audição e no peso corporal, sarcopenia e fragilidade (TERROSO et al., 2014). De acordo com a Montero-Odasso et al. (2022) a gestão de fatores de risco como marcha e equilíbrio pode gerar melhorias para o indivíduo que vão além da prevenção de quedas, como melhora na qualidade física e mental, funcionamento e na qualidade de vida em geral.

Os fatores de risco para quedas que dependem da interação física do indivíduo com o meio ambiente ao seu redor são considerados **fatores ambientais**. Os principais fatores ambientais são os ambientes domésticos e públicos inseguros, como lugares com pouca iluminação, com presença de escadas, tapetes e buracos, que dificultem a locomoção do indivíduo (TERROSO et al., 2014). Por último, os fatores de risco **socio-econômicos** são acesso limitado aos serviços de saúde, baixa renda e baixo nível educacional, e falta de interação social (TERROSO et al., 2014). Além destes fatores, ter muitas internações no último ano, ter sofrido quedas anteriormente e morar sozinho também são os fatores de risco para quedas mais citados na literatura

(CRUZ et al., 2011; CARNEIRO et al., 2016; SIQUEIRA et al., 2007; YEONG et al., 2016; HAMED et al., 2017; SMITH et al., 2017; PEBALL et al., 2019). De acordo com a literatura, a maioria das quedas de pessoas idosas decorrentes destes fatores ocorrem no período da manhã e da tarde, no próprio domicílio do indivíduo (ambiente interno e externo), enquanto o indivíduo está utilizando um calçado inadequado (como chinelos) e durante o movimento de caminhada ou esforço para alcançar um objeto (PITCHAI et al., 2019; CRUZ; LEITE, 2018; GAZIBARA et al., 2017; NACHREINER et al., 2007). As quedas dentro do ambiente doméstico ocorreram em sua maioria dentro das cozinhas, salas de jantar e quartos (KWAN et al., 2011).

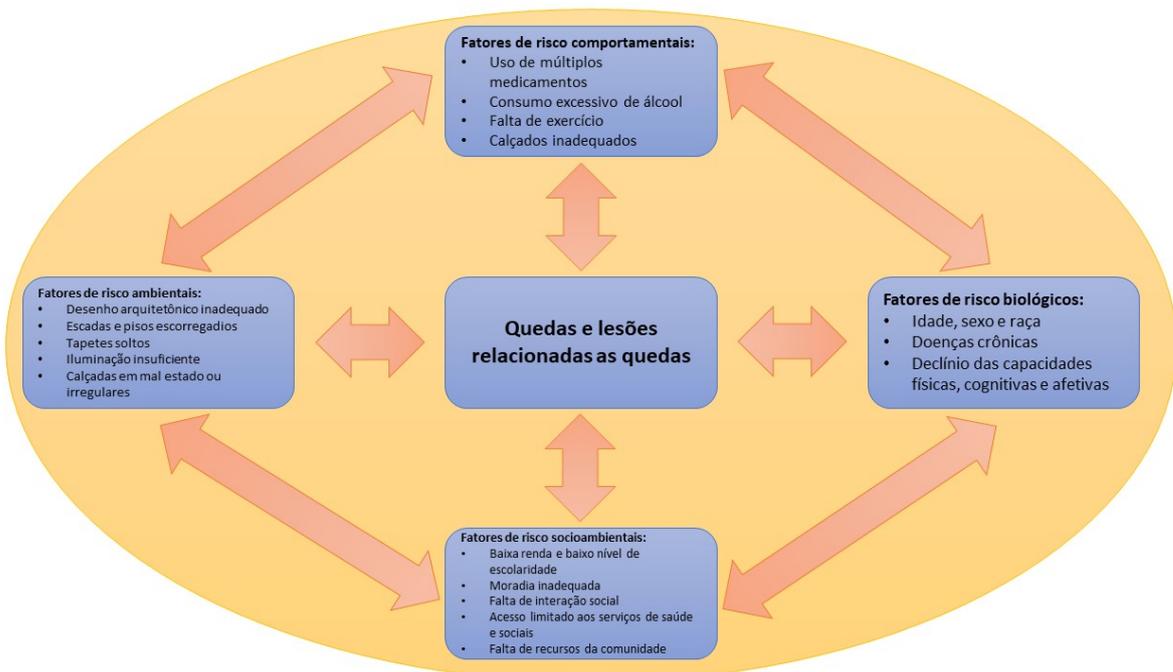


Figura 2: Modelo de fatores de risco para quedas.

Fonte: Elaborado pela própria autora e adaptado de WHO (2010).

As intervenções relacionadas a quedas devem ser focadas em intervenções físicas, intervenções ambientais e intervenções comportamentais que trabalhem os fatores de riscos relacionados a elas. Além disso, elas podem ser aplicadas em três níveis de atenção, sendo eles prevenção, minimização de danos e reabilitação de suas possíveis consequências. As intervenções **físicas** abordam os três níveis, como atividades de ajuste de medicações, programas nutricionais para avaliação de deficit de nutrientes, avaliação da necessidade do uso de dispositivos para auxiliar na locomoção, exercícios para manter e aumentar a massa óssea, avaliação de aspectos da visão, uso de calçados apropriados e proteção de objetos. As intervenções no **ambiente** são focadas em prevenção, como mudanças em casa e locais públicos para reduzir o risco de quedas (remoção de obstáculos). As intervenções consideradas **comportamentais** são focadas em prevenção e reabilitação, como aumentar o nível de atividade

física, mudanças de comportamento necessárias para evitar novas quedas e avaliar o risco de quedas (TERROSO et al., 2014). Além disso, é extremamente importante levar em conta a heterogeneidade da população idosa para pensar nas estratégias de intervenção de quedas a serem seguidas (PFORTMUELLER et al., 2014).

Apesar das intervenções para minimização de danos e reabilitação das possíveis consequências das quedas serem muito importantes, autores apontam que a prevenção é o melhor caminho a ser seguido. Além de ser comprovadamente mais barato prevenir uma queda do que tratar as consequências causadas por ela (HEKTOEN et al., 2009), a prevenção é muito importante para evitar que suas consequências aconteçam, principalmente na pessoa idosa (DRAKE et al., 2021). Embora seja essencial, de acordo com a OMS (2008), a prevenção de quedas é uma das questões de saúde que são negligenciadas e não recebem a atenção suficiente em países em desenvolvimento como o Brasil, onde há uma escassez de dados epidemiológicos.

As abordagens de prevenção de quedas devem ser centradas no indivíduo e devem abranger quatro tópicos: preditivo, preventivo, personalizado e participativo. O **preditivo** diz respeito a utilizar informações já conhecidas para classificar e determinar o risco de quedas e consequências relacionadas. O segundo tópico, **preventivo**, é referente ao enfoque na prevenção de quedas e lesões, a fim de potencializar a capacidade funcional do indivíduo. **Personalizado**, o terceiro tópico, envolve desenvolver planos individuais para prevenção de quedas e lesões com base em fatores de risco e informações clínicas identificados previamente, como por exemplo cognição. Por último, o **participativo**, deseja contar com o envolvimento e colaboração do indivíduo na elaboração de metas e planos para a intervenção (MONTERO-ODASSO et al., 2022).

Uma única queda pode acarretar em medo de cair, redução de atividades funcionais, comprometimento nas atividades de vida diária, prejuízo na qualidade de vida, lesões e/ou fraturas, hospitalização e óbito (PITCHAI et al., 2019). O medo de cair, listado como uma das principais consequências de uma queda, pode estar associado ao sexo feminino, idade avançada, viver sozinho, prejuízo funcional e do equi-líbrico, uso de auxílio para caminhar, dor, carga maior de sintomas depressivos e ter sofrido quedas anteriores (SITDHIRAKSA et al., 2021; RIVASI et al., 2020; HOANG et al., 2017; TOMITA et al., 2018). Além disso, o medo de cair novamente é mais prevalente em pessoas do sexo feminino, com comorbidades, sintomas depressivos e incapacidade (LAVEDÁN et al., 2018), e pode estar ligado a uma diminuição da qualidade de vida dos caidores (BJERK et al., 2018).

Lesões são reportadas em cerca de 60 a 75% das pessoas que caem, sendo que de 6 a 8% destas apresentam fraturas decorrentes (KWAN et al., 2011). Dentre as fraturas mais

comuns em caidores estão as fraturas nas extremidades baixas, cotovelo, pé, costelas, joelho e fêmur (SALVÀ et al., 2004; BERG et al., 1997; TERROSO et al., 2014). Globalmente, as lesões mais comuns sofridas por vítimas de queda são as fraturas da patela, tíbia ou fíbula ou tornozelo (JAMES et al., 2020). Dentre as inúmeras consequências das quedas, o óbito é o pior desfecho negativo. Embora as mulheres caiam mais, os óbitos decorrentes das quedas são mais comuns entre os homens pois suas quedas estão associados a atividades mais intensas e perigosas, com graves consequências aos indivíduos (ABREU et al., 2018).

Deste modo, para prevenir e evitar que as consequências de uma queda aconteçam é necessário avaliar os seus riscos. As avaliações de risco de quedas na população idosa possuem características heterogêneas. Para pessoas idosas hospitalizadas as avaliações tendem a se concentrar na identificação de riscos que podem ser tratados de forma medicamentosa e através de uma avaliação médica, normalmente realizada com periodicidade por um geriatra. Para pessoas idosas institucionalizadas as avaliações tendem a ser baseadas em fatores intrínsecos como doenças crônicas, status psicológico e déficits sensoriais. Já para os que vivem na comunidade, as avaliações são focadas na marcha e equilíbrio do indivíduo (PERELL et al., 2001).

Existem inúmeras escalas e instrumentos na literatura indicados para avaliar o risco de quedas em pessoas idosas que vivem na comunidade (PARK, 2018; BET et al., 2019b). Estes instrumentos normalmente são escalas de medidas funcionais que possuem entre 43 e 100% de sensibilidade (probabilidade do indivíduo cairor ter feito o teste e ser classificado como cairor por ele) e entre 38 e 96% de especificidade (probabilidade do indivíduo não cairor ter feito o teste e ser classificado como não cairor por ele) (LUSARDI et al., 2017; PERELL et al., 2001), sendo as mais comuns a Escala de Equilíbrio de Berg (EEB) (sensibilidade = 73%, especificidade = 90%), o Teste TUG (sensibilidade = 76%, especificidade = 49%) e Teste de Equilíbrio de Tinetti ou Performance de Avaliação da Mobilidade Orientada pelo Desempenho (POMA) (sensibilidade = 68%, especificidade = 56%) (PARK, 2018). Todos estes testes avaliam a mobilidade e o equilíbrio da pessoa idosa por meio de atividades pré-determinadas (BERG et al., 1992; PODSIADLO; RICHARDSON, 1991; TINETTI, 1986). A partir do resultado obtido no teste o indivíduo é classificado quanto ao seu risco de quedas, auxiliando assim a criação de estratégias de prevenção e enfrentamento.

Apesar de serem testes que necessitam de um treinamento prévio para aplicação, eles são considerados testes de fácil e rápida aplicação, possibilitando seu uso na atenção primária de saúde. O rastreio de quedas neste nível de atenção é de extrema importância mas a falta de triagem e avaliação quanto as quedas ainda demonstra uma lacuna no manejo da saúde da pessoa idosa na atenção primária (CHILD et al., 2012).

Entretanto, alguns fatores se cruzam para facilitar ou impedir a avaliação e a gestão do risco de quedas pelos prestadores de serviços da atenção primária a saúde. Estes fatores são conhecidos como barreiras e facilitadores e podem estar presentes no âmbito profissional, logístico e do próprio paciente. No âmbito profissional, a conscientização da importância do rastreio do risco de quedas, o risco que comorbidades concorrentes sejam consideradas “mais importantes” (como o câncer) e a necessidade de adequação de referências são consideradas barreiras; já o treinamento e a vinculação a atividades familiares são consideradas facilitadores. No âmbito logístico as barreiras são a necessidade da disponibilidade de transporte para realização das ações, a falta de tempo do paciente, a dificuldade em agendamento e a falta de envolvimento dos familiares; os facilitadores são a possibilidade de vários profissionais da equipe multidisciplinar realizarem as atividades e a disponibilidade de alguns familiares para auxiliar a pessoa idosa na ação. Por último, no âmbito do paciente, são consideradas barreiras as atitudes erradas em relação as medicações e o não seguimento das atividades propostas nos relatórios dos profissionais; os facilitadores são os *feedbacks* positivos (CHOU et al., 2006).

Diante dos dados apresentados, torna-se evidente a necessidade da criação de instrumentos de rastreio, medidas preventivas e de controle dos danos causados pelas quedas que abordem o desenvolvimento de novas políticas públicas e visem a redução destes danos em todos os níveis de atenção, juntamente com a elaboração de programas de prevenção em níveis primários de atenção.

2.2.2 FRAGILIDADE

Fragilidade pode ser definida como uma síndrome ou estado clínico de causas multidimensionais, caracterizado pela diminuição da força, resistência e função fisiológica reduzida. Esta condição leva ao aumento da vulnerabilidade de um indivíduo para desenvolver maior dependência e/ou morte quando exposto a um estressor (MORLEY et al., 2013) e tem sido relacionada com a perda da complexidade dos sinais biológicos, em especial a complexidade fisiológica (LIPSITZ, 2004). Apesar da discussão em relação a fragilidade ter crescido nos últimos anos, não há um consenso na literatura no que tange a definição de fragilidade e a operacionalização do seu conceito. De acordo com Markle-Reid e Browne (2003) as concepções de fragilidade tem interferência de tensões políticas e intelectuais, que impactam inúmero conceitos e maneiras de avaliação desta condição, além da prática clínica e pesquisas.

A questão conceitual da fragilidade está principalmente atrelada a sua definição como uma síndrome única versus definições de fragilidade relacionadas com uma diversas características clínicas associadas ao envelhecimento (WALSTON et al., 2006). Existem duas cor-

rentes teóricas mais utilizadas na literatura para sua definição, propostas por Fried et al. (2001) e por Rockwood et al. (2005). Rockwood et al. (1994) definiram pessoas frágeis como aquelas possuem um equilíbrio precário entre que os bens que mantêm a saúde e os défices que a ameaçam. Já Fried et al. (2001) definiram fragilidade como o estado de vulnerabilidade fisiológica relacionado a idade, resultado da redução de reservas homeostáticas e da diminuição da capacidade do organismo para suportar o estresse. De acordo com os autores, a fragilidade se manifesta quando a capacidade fisiológica para responder de maneira apropriada a situações dinâmicas estressoras mostra-se insuficiente ou inadequada, ocasionando um espiral negativo de declínio funcional. Apesar de serem conceitos diferentes, ainda existem pontos em comum entre eles (HOOGENDIJK et al., 2019).

O primeiro grupo de pesquisadores a elaborar critérios para avaliação e classificação de fragilidade foi Fried et al. (2001) em 2001. Os pesquisadores definiram a fragilidade como uma síndrome clínica na qual cinco critérios deveriam ser levados em conta para a sua avaliação e identificação, sendo eles perda de peso não intencional, exaustão autorreferida, fraqueza, diminuição de velocidade de marcha e baixo nível de atividade física. Já para a classificação dos seus níveis foi definido que aqueles que não apresentassem nenhuma característica das citadas acima eram considerados robustos (ou não frágeis), aqueles com uma ou duas características eram classificados em um estágio intermediário, possivelmente pré-frágeis, enquanto os considerados frágeis foram aqueles que apresentaram três ou mais das características. Estudos posteriores que utilizaram esta classificação para identificação de frágeis encontraram que o critério mais predominante entre as pessoas idosas é a fraqueza, seguida pela exaustão (XUE et al., 2008; MELO et al., 2020a).

Também em 2001, Mitnitski et al. (2001) definiram como um índice de fragilidade a proporção de déficits acumulados, sendo eles sintomas, sinais, prejuízos funcionais e alterações laboratoriais. Já em 2005, Rockwood et al. (2005) defenderam a integração de fatores cognitivos e sociais no conceito de fragilidade, incluindo a cognição, o humor, a motivação, habilidades motoras, equilíbrio, capacidade para as atividades de vida diária, nutrição, status social e comorbidades. Além disso, a escala classificava o indivíduo em sete níveis em relação a fragilidade sendo: (1) muito apto - equivalente ao robusto, sendo pessoas geralmente ativas; (2) bem - sem doença, mas menos apto que pessoas na categoria um; (3) bem, com a comorbidade tratada - os sintomas da doença estão bem controlados em comparação com os da categoria quatro; (4) aparentemente vulnerável – sem dependência, pessoas que geralmente se queixam de sintomas de doença; (5) ligeiramente frágil - com dependência parcial para atividades instrumentais da vida diária ; (6) moderadamente frágil – dependente para atividades instrumentais e não-instrumentais da vida diária; e (7) severamente frágil - completamente dependente para o

atividades de vida diária ou doentes terminais.

Por serem classificações que necessitam de equipamentos e treinamento para aplicação, há uma dificuldade de sua realização em ambientes como Unidades Básicas de Saúde. Buscando uma alternativa aos testes tradicionais, Nunes et al. (2015) desenvolveram um instrumento de avaliação de fragilidade auto-referida, abordando as mesmas questões do fenótipo de Fried: perda de peso, redução da força, redução de velocidade de caminhada, baixa atividade física e fadiga (exaustão). De acordo com os autores, o instrumento foi capaz de identificar a síndrome entre as pessoas idosas, podendo ser uma alternativa mais simples, rápida, de baixo custo e aplicável por diferentes profissionais. Entretanto, além de possuir todos os vieses de um instrumento auto-referido, sua sensibilidade é de 89,7% e a especificidade de apenas 24,3% entre os pré-frágeis e para os frágeis de 63,2% e 71,6%, respectivamente.

Apesar do método proposto por Fried ser o mais utilizado para definir e mensurar fragilidade (VETRANO et al., 2018; CANEVELLI et al., 2015), ainda não existe um padrão ouro para essa finalidade. A principal razão para isto é a divergência nos protocolos utilizados para os estudos. Entretanto, o que é consenso é que a identificação precoce de pessoas idosas que se encontram em uma condição de fragilidade é de extrema importância, podendo evitar os desfechos negativos, resultando em preservação da autonomia e independência (BLEIJENBERG; WIT, 2019).

Estima-se que a prevalência de fragilidade em pessoas com 65 anos ou mais residentes na comunidade seja, no geral, de 10,7%, variando entre 4 a 59% de acordo com a população estudada (COLLARD et al., 2012; STRANDBERG; PITKÄLÄ, 2007; KEHLER et al., 2017; THOMPSON et al., 2018; O'CAOIMH et al., 2021). Sua prevalência no Brasil é maior que em países desenvolvidos — cerca de 24% das pessoas idosas não institucionalizadas brasileiras são consideradas frágeis (MELO et al., 2020b). Na Espanha, a prevalência de fragilidade é de 9,6% (JÜRSCHIK et al., 2012), no Japão é de 7,4% (KOJIMA et al., 2017) e nos Estados Unidos é de 15% (BANDEEN-ROCHE et al., 2015). Em outros países considerados em desenvolvimento como México, China e Rússia, a prevalência de fragilidade é de 15%, 5-31% e de 21-44%, respectivamente (NGUYEN et al., 2015). Na América Latina e Caribe, sua prevalência média é de 19,6%, variando entre 7,7 e 42,6% (MATA et al., 2016).

Outro fator importante que influencia diretamente a prevalência de fragilidade é o critério de classificação utilizado durante o seu rastreamento. Em uma revisão da literatura realizada por Faller et al. (2019) foi identificado que existem cerca de 51 instrumentos de avaliação de fragilidade que utilizam, em sua maioria, aspectos físicos para a classificar. Além disso, García-Peña et al. (2016) identificaram que há uma heterogeneidade persistente sobre como a

fragilidade é mensurada, seja devido ao número de itens que os instrumentos possuem (varia de 3 a 92) ou pelo seu tempo de aplicação (variando de menos de 10 minutos a várias horas de duração) (FALLER et al., 2019). De acordo com Melo et al. (2020b), a prevalência de fragilidade foi menor quando utilizado o fenótipo de fragilidade (16%) em comparação com os outros critérios, como a Escala de fragilidade de *Edmonton, Kihon e Tilburg Frailty Indicator* ($\approx 40\%$). Quando considerados apenas aspectos físicos, sua prevalência é de 12% e quando utilizados os critérios de acúmulo de deficit a prevalência aumenta para 24% (O'CAOIMH et al., 2021).

Além de identificar sua prevalência, outro importante aspecto para o manejo da fragilidade é estabelecer seus fatores associados. Para a prática clínica o reconhecimento destes fatores é extremamente essencial, visto que esta é uma síndrome que possui importante relação com a mortalidade e a morbidade (EYIGOR et al., 2015). Estudos identificaram que a fragilidade está associada com a idade, anos de estudo (menor educação), número de dias acamado após problemas de saúde, tabagismo, viver sozinho, maior taxa de doenças crônicas, sintomas depressivos, síndromes geriátricas, e nível satisfação com a vida (GARCÍA-PEÑA et al., 2016; CHEN et al., 2010). Alguns medicamentos também possuem associação com fragilidade, sendo que o uso de drogas como hipnóticos e analgésicos está associado positivamente, e o uso de multi vitaminas está associado negativamente (CHEN et al., 2010). No Brasil, os principais fatores associados com a fragilidade em uma população de 50 anos ou mais são as condições precárias de saúde, limitação funcional e baixa escolaridade (ANDRADE et al., 2018).

Deste modo, avaliar a fragilidade é essencial para identificar fatores associados que podem acarretar em um maior risco para o surgimento da síndrome da fragilidade, podendo auxiliar na tomada de decisão de profissionais de saúde acerca de quais intervenções, planos de ações e tratamentos devem ser realizados para a manutenção da condição de saúde e independência da pessoa idosa (VIEIRA et al., 2013; NERI et al., 2013).

Os principais desfechos negativos da síndrome da fragilidade que podem ser minimizados são a piora na qualidade de vida, declínio funcional, hospitalização, quedas, fraturas, institucionalização e até mortalidade (KOJIMA et al., 2016; KOJIMA, 2016, 2015; FERRIOLLI EDUARDO; MORIGUITI, 2013). Além disso, como adultos frágeis são mais vulneráveis para desenvolvimento de piores condições de saúde, risco de deficiência, isolamento social e institucionalização, sua identificação precoce auxiliaria também na diminuição destes fatores (PAIGE, 2012).

Por fim, é importante destacar que a fragilidade não é um processo irreversível. Deste modo, as intervenções que visem a prevenção e/ou a amenização desta condição devem per-

manecer como as principais prioridades para a pesquisa e a prática clínica na área de fragilidade. As principais intervenções e tratamentos da fragilidade são a prática de exercícios, como treinamento de resistência e exercícios multimodais, e a mudanças nutricionais, ambos considerados intervenções não farmacológicas (LOPEZ et al., 2018; GINÉ-GARRIGA et al., 2014; CERMAK et al., 2012). Entretanto, como a fragilidade é classificada como uma condição progressiva e multissistêmica, deve-se considerar uma possível compensação entre a previsão do seu risco e o potencial de benefícios ao decidir o momento e os alvos adequados de intervenção (XUE, 2011).

Em linhas gerais, embora ainda não existam tratamentos destinados especificamente para a síndrome da fragilidade, as medidas clínicas existentes fornecem meios úteis para identificar indivíduos em alto risco de fragilização, podendo assim guiar em uma tomada de decisão melhor para o tratamento e monitoramento desta condição (XUE, 2011). Além disso, com os avanços científicos na compreensão dos fundamentos fisiológicos da fragilidade na última década, também surgiram oportunidades para agilizar a quantificação clínica desta síndrome, auxiliando assim o planejamento de cuidados associados à fragilidade (PAIGE, 2012).

2.3 ANÁLISE DO MOVIMENTO PARA IDENTIFICAÇÃO E CLASSIFICAÇÃO DE CONDIÇÕES DE SAÚDE

Os dados apresentados anteriormente, considerando quedas e fragilidade, evidenciam a importância da análise do movimento para avaliar a mobilidade de um indivíduo e para auxiliar na compreensão e tratamento de distúrbios de locomoção (SAAD et al., 1996). A marcha humana — caminhar e correr — é definida como “uma característica idiossincrática de uma pessoa que é determinada, entre outras coisas, pelo peso, comprimento dos membros, calçados e postura de um indivíduo combinados com o movimento característico”(LEE; GRIMSON, 2022, p.1) e é considerado o movimento de natureza cíclica e repetitiva mais comum dos seres humanos e também o mais estudado na literatura (WINTER, 2009). Deste modo, a análise do movimento, bem como da mobilidade, possuem o potencial de identificar e analisar condições de saúde, como a queda e a fragilidade, que como descrito anteriormente, são comumente mensuradas por meio de padrões de caminhada e mobilidade de um indivíduo.

Por ser considerada uma biometria mensurada de longa distância, a análise do movimento possui a vantagem de ser uma avaliação não invasiva e não intrusiva, sendo difícil de ser disfarçada pelo avaliado — a marcha de um indivíduo só irá variar significativamente em caso de extremo esforço, condições de saúde que alterem seu padrão de caminhada ou em caso de troca de calçados (SANEI; HASSANI, 2015). Deste modo, a maneira com que uma pessoa

caminha e se movimenta é considerada um traço de identificação pessoal e pode ser capaz de distinguir indivíduos com a mesma condição patológica, com a mesma faixa, de mesmo gênero e mesma etnia (CONNOR; ROSS, 2018; YU et al., 2009; LI et al., 2008; NIGG et al., 1994; ZHANG et al., 2010, 2012; LEE et al., 2014). Ou seja, o movimento e da marcha humana é capaz de reconhecer pessoas conhecidas e classificar pessoas desconhecidas (LEE; GRIMSON, 2002), e possui a vantagem de ser de discreta captura, não necessitando da atenção e cooperação dos sujeitos para a sua avaliação ser realizada (WANG et al., 2010; LEE et al., 2014).

A avaliação do movimento pode ser realizada em dois âmbitos principais: na abordagem clínica, na qual um determinado paciente é estudado, e em uma abordagem científica, visando o estudo da repercussão de uma patologia sobre os padrões de marcha. Na prática clínica, avaliações observacionais de movimento de caráter qualitativo e quantitativo são realizadas (SAAD et al., 1996). As de caráter qualitativo visam analisar a percepção do padrão de movimento do indivíduo, enquanto as quantitativas analisam a velocidade de caminhada, frequência de passo ou cadência, comprimento da passada, tempo de execução e duração do teste, distância percorrida, fadiga e esforço percebido, e consumo de oxigênio, sendo estas variáveis prontamente medidas com equipamentos não sofisticados, como um cronômetro (DAVIS, 1988). Entretanto, as avaliações clínicas possuem limitações inerentes como o espaço de teste restrito e a subjetividade do avaliador (WANG et al., 2017).

Deste modo, a tecnologia emerge como uma alternativa aos testes clínicos que avaliam condições de saúde. As principais tecnologias utilizadas para mensurar o movimento humano são: cronofotografia, câmeras (incluindo as comuns, as de movimento tridimensional, e as de profundidade), celulares e sensores inerciais. Inicialmente, a análise da do movimento e da marcha humana com intuito de discriminar indivíduos por meio de recursos tecnológicos foi estudada por meio de cronofotografias — técnica fotográfica utilizada para capturar o movimento em vários quadros de impressão. Entretanto, na pesquisa científica as métricas do movimento e da marcha humana são, em grande maioria, derivadas de sensores alocados no corpo do indivíduo ou de vídeos que capturam uma sequência de imagens (LEE et al., 2014).

A análise de vídeos captados por câmeras emergiu como uma maneira óbvia quando o assunto é analisar o modo como uma pessoa se movimenta e caminha (CONNOR; ROSS, 2018). A maior vantagem encontrada por esse sistema é que, a partir da gravação da imagem do indivíduo, o avaliador pode utilizar do recurso da repetição para sanar dúvidas na avaliação e também para comparar o movimento pré e pós intervenção (SAAD et al., 1996). Entretanto, apesar deste método ser amplamente utilizado, ele é considerado invasivo, podendo colocar a privacidade do indivíduo em risco.

Com o aumento do uso da tecnologia móvel, a utilização de sensores emerge como uma alternativa às câmeras para captar movimentos humanos (CONNOR; ROSS, 2018). Os dispositivos mais utilizados para mapear o movimento produzido pela mudança de velocidade ou de padrões corporais na área da saúde são os sensores inerciais, as plataformas de força, os sensores de força e a eletromiografia (YANG et al., 2019). Os acelerômetros, os giroscópios, os magnetômetros e os barômetros são os sensores inerciais móveis do tipo vestíveis; *wearables* utilizados para tal função (BET et al., 2019b), sendo os dois primeiros sensores facilmente encontrados em celulares.

O acelerômetro é composto por três elementos básicos: massa resistente, mecanismo de suspensão e mecanismo de captação. Este dispositivo, além de medir a aceleração real, também mensura as forças de reação gravitacional. O giroscópio pode ser definido como uma roda livre (ou várias) que giram em qualquer direção e com um objetivo principal de se opor a qualquer tentativa de mudança da direção original. Seu principal mecanismo de funcionamento baseia-se na conservação do momento angular, sendo este importante pois fornece um eixo de referência (WEBSTER; EREN, 2014). O magnetômetro é composto por uma bobina de captação circular, ligada a um dispositivo supercondutor de interferência quântica e tem como principal função medir a intensidade, direção e sentido de campos magnéticos em sua proximidade (ROTH et al., 1989). O barômetro é utilizado para medir a pressão atmosférica.

Embora haja uma diversidade de dispositivos que são utilizados para capturar o movimento humano o acelerômetro é o mais utilizado devido ao seu tamanho reduzido, baixo custo e a facilidade no uso e extração do sinal de saída, que estará disponível imediatamente para gravação ou conversão em um computador (BET et al., 2019b; WINTER, 2009). Deste modo, a acelerometria é um método de análise de movimento que permite medir as acelerações tanto sofridas como provocadas pelo corpo humano e é frequentemente utilizada para fornecer parâmetros de eventos como marcha e equilíbrio (JANSSEN et al., 2008). Além disso, a aceleração é um forte mecanismo para identificar características discriminatórias do movimento, sendo a comparação direta dos sinais obtidos pelo acelerômetro, após o pré-processamento e extração do ciclo de marcha, a abordagem mais utilizada para reconhecimento de padrões (CONNOR; ROSS, 2018).

Recursos extraídos de sinais de acelerômetros durante monitoramento do movimento de caminhada de um indivíduo foram utilizados em estudos anteriores para a identificação e discriminação de indivíduos com doenças como Parkinson, epilepsia, esclerose múltipla, transtorno bipolar, radiculopatia lombar, arritmia e/ou apneia do sono (WEISS et al., 2011b; DIN et al., 2015; PAQUET et al., 2003; BARTH et al., 2011; BOUTAAYAMOU et al., 2015; RI-

BEIRO et al., 2016; ALAQTASH et al., 2011; GRUENERBL et al., 2014; BIDABADI et al., 2019; PHAN et al., 2008); e para identificar os padrões de movimento, mobilidade e da marcha humana que fossem capaz de caracterizar indivíduos em grupos de interesse, como por exemplo indivíduos em risco de quedas (WEISS et al., 2011a, 2013; WANG et al., 2017; PONTI et al., 2017; HOWCROFT et al., 2017; BET et al., 2021).

Dentre os recursos extraídos para discriminação dos indivíduos estão recursos de sequência de sinal, incluindo média, variância, gradiente da linha de regressão, desvio padrão dos mínimos, diferença máxima-mínima, autocorrelação máxima, integral e raiz quadrada média. Outro tipo de recurso utilizado é a análise de tempo-frequência, na qual recursos como frequência dominante, razão de energia, energia na banda de frequência e linha de regressão de energia alargada na banda de frequência são extraídos do sinal (PONCIANO et al., 2020; LEE et al., 2014).

Em análises de tempo-frequência de sinal, as medidas de frequência visam representar os componentes harmônicos da marcha. De acordo com Oppenheim e Willsky (1996) o uso do termo harmônico é consistente com o conceito musical, no qual se refere a tons resultantes de variações na pressão acústica, em frequências que são múltiplos inteiros de uma frequência fundamental. Por exemplo, o padrão de vibração de uma corda em um instrumento como o violão pode ser descrito como uma sobreposição, em forma de soma ponderada, de exponenciais periódicas relacionadas de forma harmônica. Além das características de frequência, variáveis de amplitudes, que representam as amplitudes correspondentes às frequências fundamentais da marcha, também são utilizadas para a análise destes sinais.

As medidas baseadas em entropia também estão entre as mais promissoras e mais complexas medidas em análise de sinais biológicos. As entropias são conhecidas por desempenham um papel central na teoria da informação e por caracterizar taxa de criação de informações em sistemas dinâmicos, como em sistemas biológicos, considerados sistemas dinâmicos complicados, incertos e que geram entropia (BERCHER; VIGNAT, 2000; GAO et al., 2012). Deste modo, características como entropia de sinal, amplitude e frequência podem ser utilizadas nas técnicas de extração de características de sinais de acelerometria para identificação de condições de saúde (PONTI et al., 2017; MILLECAMPS et al., 2015; BET et al., 2019b; LEE et al., 2014).

Para quedas, estudos recentes buscaram investigar o comportamento da marcha e sua relação com quedas em pacientes por meio de testes funcionais, como o teste TUG e o TC6', e por meio de tarefas de vida diária, juntamente com uso sensores de aceleração (PONTI et al., 2017; BET et al., 2016; WANG et al., 2017). Existem três tipos conhecidos de detecção de parâmetros relacionados as quedas baseados em análise do movimento e da marcha humana por

meio de sensores: (1) detecção de quedas, (2) identificação de caidores e (3) rastreamento de risco de quedas ou previsão de quedas (BET et al., 2019b).

Detectar uma queda que já ocorreu (detecção de quedas) é o método mais conhecido e já possui soluções comerciais que são adotadas no dia-a-dia de pessoas idosas (KHAN; HOEY, 2017; WANG et al., 2017; THILO et al., 2019; SUCERQUIA et al., 2017; PALMERINI et al., 2015; SAADEH et al., 2019). Os sistemas de detecção de quedas devem ser capazes de reconhecer, interpretar e monitorar diferentes atividades que o indivíduo realiza durante seu dia-a-dia a fim de detectar anomalias que possam significar uma queda. Apesar de existirem três principais métodos baseados em sensores para tal função, câmeras, sensores acústicos e sensores vestíveis, nenhum possui 100% de precisão (VALLABH; MALEKIAN, 2018). Enquanto as câmeras e os sensores acústicos são dispositivos colocados no ambiente do indivíduo e utilizam diversas medidas para tentar identificar quedas, os sensores vestíveis (acelerômetros na grande maioria) são alocados no próprio corpo do indivíduo, sendo capazes de detectar uma queda a partir de mudanças na aceleração, movimento e impacto (CHAUDHURI et al., 2014).

Um sistema básico de detecção de quedas realiza quatro principais etapas: (1) executa a detecção e/ou aquisição dos dados que serão analisados; (2) realiza o processamento destes dados capturados, (3) elabora uma classificação dos dados, a fim de identificar se estes são referentes a uma queda ou não; (4) por último, é feita a comunicação da queda caso o evento tenha sido classificado como tal. Além disso, estes sistemas giram em torno de uma fase crítica e uma fase pós-quedas para realizar a classificação dos dados. A fase crítica é caracterizada como o começo de um movimento repentino e descontrolado do corpo, quando o indivíduo atinge o chão em um ou dois segundos. Já a fase pós-quedas é o período de inatividade, na qual o corpo permanece principalmente deitado no chão (SINGH et al., 2020). Apesar da detecção de uma queda permitir um socorro imediato do indivíduo, evitando assim complicações dos desfechos adversos acarretados por demora no socorro a uma queda, seu desempenho ainda não é tão satisfatório por sofrer muito com alarmes falsos (WANG et al., 2020).

Outros tipos de análises em relação a quedas são detectar se uma pessoa é caidora e rastrear/prever o risco de quedas futuras de um indivíduo. A identificação de caidores é normalmente baseada em métodos retrospectivos, ou seja, já se tem conhecido o indivíduo que sofreu quedas nos últimos meses. Este método permite rastrear os indivíduos que possuem maior risco de quedas, pois é conhecido que indivíduos que já sofreram uma queda tem maior probabilidade de vir a sofrer mais quedas no futuro do que aqueles que são identificados como não caidores (HOWCROFT et al., 2018; DROVER et al., 2017; BRODIE et al., 2015; HOWCROFT et al., 2016; ALKHATIB et al., 2017). Já o rastreamento do risco de quedas é baseado em

métodos prospectivos, quando na linha de base não se é conhecido se o indivíduo irá se tornar ou não um caidor no futuro. O método mais utilizado para este rastreamento é a aquisição inicial de dados do movimento e da marcha humana e um acompanhamento longitudinal do indivíduo por alguns meses para identificar se a pessoa cairá ou não neste período. A partir dos dados coletados são investigados como esses padrões extraídos da marcha podem prever quem irá se tornar um caidor futuramente (HOWCROFT et al., 2017; PARK, 2018; ROSA et al., 2017; ZAKARIA et al., 2015).

Como nos sistemas de detecção de quedas, a identificação de caidores e o rastreamento de quedas também são feitos por meio de câmeras e sensores, e seguem um sistema básico. O acelerômetro é o sensor mais utilizado para ambas as funções e sua classificação é feita após a aquisição do sinal e do processamento dos dados que foram adquiridos (BET et al., 2019b). Porém, enquanto a detecção de quedas foi amplamente estudada na literatura e já existem soluções comerciais disponíveis no mercado, a identificação de caidores através destes sensores, por ser um tópico relativamente novo, ainda possui grandes desafios e limitações a serem investigadas e que são importantes para realizar o aprimoramento destes métodos e assim evitar novas ocorrências de quedas e suas consequências (SUN; SOSNOFF, 2018).

Em relação à fragilidade, alguns parâmetros baseados no movimento, na marcha humana, na atividade física, no controle postural e na força são utilizados para detectar pessoas frágeis. De acordo com a revisão da literatura realizada por Dasenbrock et al. (2016), os sistemas de câmera, sistemas de passagem, plataforma de força e sensores inerciais são os dispositivos mais utilizados para análise do movimento humano baseada em tecnologias. De acordo com os autores, embora a maioria dos estudos utilizassem um sistema de passagem para identificar frágeis, os estudos mais recentes começaram a adotar os sensores inerciais para exercer tal função. Além disso, devido ao fato das avaliações clínicas de fragilidade serem demoradas, subjetivas e as vezes imprecisas, as tecnologias baseadas em sensores e inteligência artificial permitem uma avaliação mais eficiente da fragilidade (PENGA, 2020).

A partir destes sensores de movimentos, a maioria acelerômetro triaxial, variáveis quantitativas e qualitativas do movimento e da marcha humana são avaliadas a fim de identificar frágeis (PENGA, 2020). Em um estudo realizado por Kumar et al. (2020a), foram extraídas variáveis quantitativas referentes à duração total da caminhada contínua e número de passos contínuos, e variáveis qualitativas como variabilidade, assimetria e irregularidade da marcha. Estas variáveis capazes de caracterizar o caminhar cotidiano foram associadas à fragilidade (pré-frágeis e frágeis), demonstrando que a avaliação da marcha no ambiente domiciliar por meio destas variáveis oferece uma oportunidade de rastreamento e monitoramento de fragilidade.

Além destas variáveis sobre a característica do movimento e da marcha humana cotidiana, a entropia é um recurso muito utilizado para identificação de frágeis. Busa e Emerik (2016) buscaram compreender como as técnicas de entropia são utilizadas para quantificar questões relacionadas à idade nos processos fisiológicos e sua influência em mudanças posturais, e identificaram que pessoas idosas classificadas como frágeis e pré-frágeis exibiram redução da complexidade postural em comparação com indivíduos não-frágeis. Outro estudo identificou que as pessoas idosas frágeis têm uma comparação extremamente simplificada e regular da dinâmica do centro de pressão (COP), evidenciada pelos baixos valores de entropia, mesmo na posição em pé (VASSIMON-BARROSO et al., 2017). Além disso, em frágeis existe uma maior aceleração do tronco entre as passadas e alterações nos parâmetros espaciais e temporais da marcha, que parecem não estar associados à idade.

Deste modo, tecnologias vestíveis para medir a atividade do movimento humano por meio do seu volume, padrão e variabilidade podem ser viáveis para identificar adultos mais velhos que são frágeis, podendo complementar e melhorar os métodos dos testes tradicionais na precisão e permitir avaliações não especializadas automáticas (DIN et al., 2020; DASENBROCK et al., 2016).

Em linhas gerais, a área de conhecimento da saúde está incorporando cada vez mais estas tecnologias de suporte e manejo de condições de saúde. Embora haja a necessidade de novas investigações para melhorar o entendimento, utilização e aprimoramento das tecnologias, a fim de atender os interesses e necessidades das pessoas mais velhas, este tipo de recurso pode trazer muitos benefícios para profissionais da área envolvidos com o público mais velho (CASTRO et al., 2015; DOLL et al., 2016). A análise do movimento baseada em sensores durante atividade de vida diária se mostrou eficiente e promissora para mensurar fragilidade e risco de quedas (KUMAR et al., 2020c).

Como apresentado anteriormente, existem estudos na literatura que investigam o uso de sensores inerciais para identificar pessoas com histórico de quedas (caidores) e frágeis, entretanto, a maioria dos estudos não utiliza variáveis extraídas do acelerômetro que sejam baseadas em entropia, amplitude e frequência do sinal para tal função. Sendo assim, é importante a realização desta investigação a fim de identificar o potencial deste tipo de análise de tempo-frequência para discriminar pessoas com histórico de quedas (caidores) e sem histórico de quedas (não caidores), e frágeis, pré-frágeis e não frágeis. Além disso, se faz necessário estudar sobre quedas e fragilidade em populações de adultos mais novos pois, apesar de aumentar a prevalência destas condições com a idade, elas ainda não são amplamente estudadas nesta população mais jovem, deixando o risco associado menos claro.

Outra contribuição deste estudo inclui o método para coletar e processar estes dados e sinais, além de uma metodologia de rastreamento de caidores e fragilidade via sensores, permitindo um melhor acompanhamento do envelhecimento e suas demandas geradas. Os testes funcionais associados ao acelerômetro em ambientes controlados já vem demonstrando resultados importantes na literatura mas ter dados, protocolos e notas de cortes para o mundo real pode trazer um leque de oportunidades maior, pois cada vez mais os sensores estão sendo incorporados em dispositivos vestíveis que a população utiliza no seu dia a dia (como *smartwatch*). O *big data* gerado devido a este uso poderia ser utilizado de maneira clínica pra acompanhar as condições de saúde destes usuários.

Sendo assim, este estudo visa estudar características extraídas dos dados de um acelerômetro coletados durante 7 dias de atividades de vida diária. Em particular serão investigadas características de entropia, frequência e amplitude do sinal gerado pelo acelerômetro, e serão analisados como esses recursos podem ser usados para discriminar indivíduos em dois tipos de desfechos negativos: (1) quedas: pessoas com histórico de quedas (caidores) e pessoas sem histórico de quedas (não caidores); e (2) fragilidade: frágeis, pré-frágeis e não frágeis. Tal investigação possibilita a criação de um ponto de corte quantitativo para classificação de tais condições, sendo uma alternativa mais objetiva aos testes utilizados para esta classificação, que são medidas subjetivas, como avaliação do histórico de queda por autorrelato, no caso de caidores; e rastreamento de fragilidade por instrumento auto-referido, no caso de frágeis. Nossa hipótese é que as características extraídas do sensor de aceleração possuem capacidade para discriminar, com uma boa acurácia, caidores de não caidores, e frágeis, pré-frágeis e não frágeis.

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

Classificar caidores e frágeis a partir de dados brutos de acelerometria obtidos da utilização de um acelerômetro triaxial durante 7 dias de realização de atividades de vida diária.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Extrair características para identificação de indivíduos caidores e frágeis dos dados brutos de acelerometria obtidos a partir da utilização de um acelerômetro triaxial durante 7 dias de realização de atividades de vida diária;
- Comparar as frequências dos sinais de aceleração e seus parâmetros entre os grupos caidores e não caidores;
- Comparar as frequências dos sinais de aceleração e seus parâmetros entre os grupos frágeis, pré-frágeis e não frágeis (robustos);
- Identificar a acurácia, sensibilidade e especificidade das características de aceleração para identificação de caidores e frágeis.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo serão apresentados: 1) delineamento do estudo; 2) seleção amostral incluindo critérios de elegibilidade, inclusão e exclusão; 3) procedimentos de avaliação das condições de saúde e aquisição do sinal; 4) processamento dos sinais e extração de características; 5) análise de dados e 6) implementação e reprodutibilidade.

4.1 DELINEAMENTO

O presente estudo se insere na abordagem quantitativa, de caráter transversal observacional, sendo realizado a partir dos dados obtidos pelo Estudo Epidemiológico do Movimento Humano (EPIMOV). A amostra foi composta pelos participantes do estudo EPIMOV que atenderem aos critérios de elegibilidade, inclusão e exclusão propostos neste projeto. O EPIMOV, estudo amparado pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP (processo número 11/07282-6) e realizado por pesquisadores da Universidade Federal de São Paulo (UNIFESP), é um estudo epidemiológico de conveniência iniciado em 2013 na região metropolitana da cidade de Santos, São Paulo, Brasil e tem como objetivo investigar a associação longitudinal entre o comportamento sedentário, em comparação com a inatividade física, e a ocorrência de doenças hipocinéticas, sobretudo as cardiorrespiratórias e locomotoras. Até o presente estudo o EPIMOV encontrava-se em sua quinta série de avaliações, sendo que este estudo inclui dados da primeira e segunda ondas de avaliação/recrutamento dos participantes.

4.2 SELEÇÃO AMOSTRAL

Para participar do EPIMOV os indivíduos deveriam ser adultos com 18 anos ou mais, sem evidência de doença cardiopulmonares, distúrbios locomotores, anormalidades eletrocardiográficas no repouso ou no esforço ou outros problemas que os impedissem de realizar exercícios físicos com segurança. O recrutamento destes participantes foi realizado através de redes sociais, cartazes divulgados nas universidades da região de Santos, revistas locais e jornais de notícias (DOURADO, 2019).

Além dos critérios iniciais propostos pelo próprio EPIMOV, para participar deste presente estudo alguns critérios adicionais foram elencados. Os critérios de elegibilidade diver-

giram de acordo com o desfecho estudado, entretanto os critérios de inclusão e exclusão permaneceram os mesmos para ambos, quedas e fragilidade. Abaixo são descritos os critérios utilizados:

4.2.1 CRITÉRIOS DE ELEGIBILIDADE

4.2.1.1 ESTUDO 1: QUEDAS

- Possuir idade igual ou superior a 50 anos;
- Ter realizado a coleta do uso do acelerômetro no estudo EPIMOV;
- Ter respondido à questão sobre histórico de quedas.

4.2.1.2 ESTUDO 2: FRAGILIDADE

- Possuir idade igual ou superior a 30 anos;
- Ter realizado a coleta do uso do acelerômetro no estudo EPIMOV;
- Ter participado da coleta da primeira e da segunda onda do EPIMOV;
- Ter realizado as avaliações dos 5 critérios para classificação de fragilidade (perda de peso, exaustão/fadiga, baixo nível de atividade física, diminuição da velocidade de caminhada e diminuição da força de preensão).

4.2.2 CRITÉRIOS DE INCLUSÃO: QUEDAS E FRAGILIDADE

- Participante não possuir amputação e/ou uso de prótese de membro inferior ou outro dispositivo que modifique o padrão de marcha, presença de claudicação, dentre outros;
- Participante não sofrer de condição de saúde que interfira no padrão de deambulação ou controle postural, como doenças do sistema nervoso central (acidente vascular encefálico, Parkinson), doença neuromuscular periférica (esclerose), declínio neuro-cognitivo.

4.2.3 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO: QUEDAS E FRAGILIDADE

- Participantes cujos dados de acelerometria apresentarem erros, por exemplo, dados incompletos ou inconsistentes.

4.3 PROCEDIMENTOS

A Figura 3 ilustra a sequência de passos considerados nesse projeto aquisição dos dados, extração de características e análise de dados de acelerometria. O passo colorido com a cor azul está relacionado à aquisição de dados, já os coloridos com a cor rosa claro são referentes a extração e processamento dos sinais e extração de características; por fim, o colorido com a cor verde representam a fase de análise estatística do projeto. Estes passos estão descritos detalhadamente nas seções a seguir.

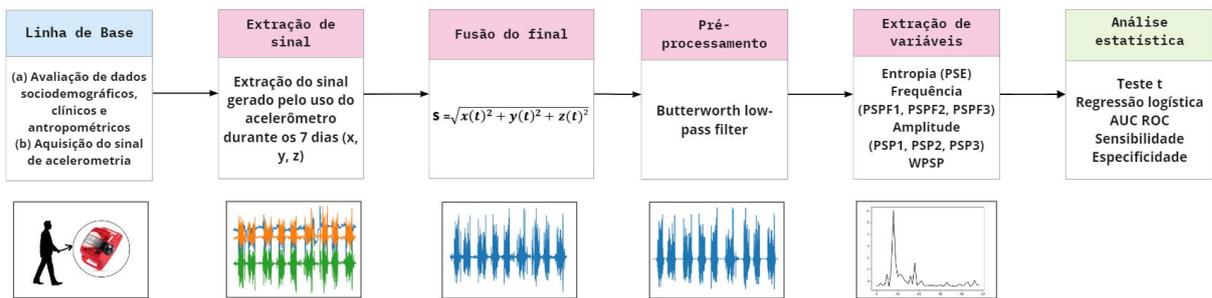


Figura 3: Diagrama da sequência de passos para a aquisição do sinal, processamento, extração das características e análise dos dados de acelerometria. Fonte: Elaboração da própria autora.

4.3.1 AVALIAÇÃO DAS CONDIÇÕES DE SAÚDE E AQUISIÇÃO DO SINAL

Nesta etapa do projeto foram coletados os dados referentes ao histórico de quedas, classificação de fragilidade e coleta do sinal de acelerometria, além de dados referentes as informações sociodemográficas, clínicas e antropométricas dos participantes. Em cada série de avaliações do EPIMOV, os participantes realizavam duas visitas com intervalo de sete dias entre elas. Na primeira, uma triagem em relação a saúde e antropometria era realizada, além do teste de exercício cardiorrespiratório (TECR). Ao final da avaliação, o acelerômetro era entregue ao participante e o mesmo era instruído a utilizá-lo pelos sete dias subsequentes. Após os sete dias, os participantes deveriam devolver o acelerômetro e realizavam o TC6' (DOURADO, 2019).

Todos os procedimentos utilizados para estas avaliações estão listado abaixo:

(a) Histórico de Quedas: O histórico de queda foi avaliado por meio da questão: “Você caiu no último ano?”. Neste caso os participantes foram orientados a relatar somente quedas da própria altura, sem a influência de forças externas. Também foi perguntado sobre o número de quedas ocorridas no período.

Após a seleção, os participantes foram divididos nos seguintes grupos de acordo com

o histórico de quedas: (1) caídores, aqueles que sofreram uma ou mais quedas nos últimos 12 meses, e (0) não caídores, aqueles que não sofreram quedas nos últimos 12 meses.

(b) Classificação de Fragilidade: Os níveis de fragilidade na amostra foram avaliados por meio de testes que avaliam os cinco componentes de fragilidade propostos por Fried et al. (2001). Como as questões e medições específicas coletadas para o EPIMOV diferiam das quais o fenótipo se baseia, adaptamos as definições dos critérios para serem estimados usando os dados disponíveis. A adaptação da avaliação dos cinco critérios é uma prática comum na literatura e já foi realizada pelos próprios criadores da escala original (BANDEEN-ROCHE et al., 2006; ECKEL et al., 2011). De acordo com uma revisão da literatura, além desta prática ser comum, a maioria dos estudos que avaliam fragilidade realizam adaptações na maneira de avaliar os critérios e não utilizam o proposto originalmente, dos 264 estudos incluídos 223 modificaram as avaliações (THEOU et al., 2015). Na Tabela 1 é apresentada uma comparação da escala original e das modificações feitas neste estudo. Todos os procedimentos utilizados para avaliação dos critérios de fragilidade estão listados abaixo:

1. Perda de peso: calculada considerando duas possíveis variáveis: (a) diferença de peso da pessoa no momento da segunda avaliação no EPIMOV (segunda onda) e nos 12 meses anteriores a ela (primeira onda); e (b) através do Índice de massa corporal (IMC), cuja massa corporal e estatura dos participantes foram medidas por meio de uma balança digital calibrada contendo um estadiômetro (Toledo Prix 2096PP). Após a coleta dos dados, o IMC foi calculado em kg/m^2 . Pontuaram positivamente para perda de peso aquelas pessoas que apresentaram perda de peso superior a 5% do peso do ano anterior e/ou aquelas que tiveram um IMC inferior a $18,5 \text{ kg/m}^2$. A combinação das duas avaliações foi escolhida com base na revisão da literatura de Theou et al. (2015) citada anteriormente.;
2. Força de preensão manual: obtida por meio do dinamômetro de preensão manual Jamar. Os indivíduos foram posicionados de maneira sentada com o braço aduzido paralelo ao tronco, com ombro em rotação neutra, cotovelo flexionado a 90° e antebraço em posição fundamental. Hiperextensão do punho de até 30° e desvio ulnar de até 15° foram permitidos durante os testes. Foram tomadas três medidas com intervalo mínimo de 30 segundos entre elas. Realizamos os testes apenas com o lado dominante. Foi considerado o maior valor obtido das três medidas, ajustado pelo IMC e estratificado por sexo, conforme a nota de corte proposta por Fried et al. (2001).;
3. Redução da velocidade de caminhada: obtida pelo TC6'. De acordo com Theou et al. (2015), o teste já foi utilizado anteriormente para avaliar este critério em outros estudos. O TC6' foi realizado de acordo com as diretrizes da American Thoracic Society e

da European Respiratory Society (HOLLAND et al., 2014). Os indivíduos foram instruídos a caminhar a distância máxima possível por seis minutos em um corredor interno de 30 metros de comprimento, plano e reto. Dois cones de trânsito tradicionais indicavam o percurso e o corredor era sinalizado a cada 3 metros. Instruções padronizadas e encorajamento verbal foram fornecidos aos participantes a cada minuto. O teste foi realizado apenas uma vez pois, de acordo com a literatura, não há efeito de aprendizagem no TC6' em indivíduos saudáveis. Foram registradas a distância do TC6' em metros e a porcentagem dos valores preditos (IWAMA et al., 2009). Pontuaram positivamente para lentidão aqueles que tiveram igual ou menos de 96% dos valores preditos para o TC6'. Este valor foi escolhido pois, de acordo com Dourado (2019) e Dourado et al. (2021), possui excelente capacidade de identificar aptidão cardiorrespiratória muito baixa e, por consequência, lentidão/redução de velocidade de marcha;

4. Baixo nível de atividade física: a avaliação do nível de atividade física foi realizada com o uso do acelerômetro triaxial (ActiGraph GT3X +, MTI, Pensacola, FL), sendo uma forma mais objetiva de avaliar esta variável. Os participantes completaram sete dias consecutivos de avaliação durante horas de vigília. Para serem considerados válidos, os dias de coleta de dados deveriam ter pelo menos 10h de monitoramento contínuo, por pelo menos quatro dias, incluindo pelo menos um dia de fim de semana. Os participantes usaram o acelerômetro no quadril do lado dominante autorreferido usando um cinto elástico, desde acordar até a hora de dormir, exceto durante o banho e atividades aquáticas. O tempo de uso foi definido como 24h menos o tempo de não uso (contagem zero por intervalo de 60 minutos ou mais) (TROIANO et al., 2008). Os limiares para a intensidade da atividade física foram os definidos de acordo com Matthew (2005): 1) leve (100 - 1.951 contagens/minuto); e 2) moderado a vigorosa (> 1.951 contagens/minuto). Os participantes fisicamente inativos foram aqueles com menos de 150 minutos de a atividade física moderada a vigorosa (AFMV) ou menos de 75 minutos de atividade física vigorosa por semana, de acordo com as diretrizes prévias (MEDICINE et al., 1998, 2013; DOURADO, 2019). A quantidade total de comportamento sedentário foi calculado com base nos minutos com contagens inferiores a 100 contagens por minuto, representando gasto energético menor que 1,5 equivalentes metabólicos. Todas as medidas foram calculadas em h/dia, considerando o tempo total de uso, o número de dias corridos de uso, e a porcentagem do tempo total (DOURADO, 2019). Deste modo, pontuaram positivamente para baixo nível de atividade física aqueles que tiveram menos de 150 minutos semanais de AVMV ou menos de 75 minutos de atividade física vigorosa por semana;
5. Fadiga/Exaustão: medida através do volume de oxigênio máximo (VO_2 max). De acordo

com Fried et al. (2001), a exaustão autorreferida, identificada por duas questões da escala CES-D na avaliação do fenótipo de fragilidade proposta pela autora, está associada ao estágio de exercício alcançado no teste de esforço graduado, como um indicador de $VO_2\text{max}$ e é preditivo de doença cardiovascular. Por isso, será utilizada uma medida mais objetiva de exaustão neste critério, os próprios valores de $VO_2\text{max}$ do participante. O teste de exercício cardiorrespiratório (TECR) foi realizado em esteira rolante (ATL, Inbrasport, Curitiba, Brasil) foi realizado seguindo um protocolo de rampa com aumentos individualizados de velocidade e inclinação com base na estimativa $VO_2\text{max}$ (PORSZASZ et al., 2003). As respostas metabólicas, cardiovasculares e ventilatórias foram medidas a respiração usando um analisador de gases (Quark PFT, COSMED, Itália). Os testes foram realizados com todos os participantes na mesma altitude, pressão atmosférica e temperatura (22°) e foram supervisionados por um cardiologista. A captação pulmonar de oxigênio (VO_2) foi medida a cada respiração e a média aritmética de VO_2 foi calculado a cada 15 segundos. A média dos últimos 15 segundos do final do teste antes da fase de recuperação foi considerada representativa do $VO_2\text{max}$ (DOURADO et al., 2021). A frequência cardíaca máxima (FC_{max}) acima de 85% do predito ($220 - \text{idade}$) e a taxa de troca gasosa ($R, VCO_2/VO_2$) $\geq 1,0$ foram consideradas para definição de esforço máximo. De acordo com a literatura, o valor de $VO_2\text{max}$ pode ser considerado anormal quando seu valor em percentual for inferior a 83% predito (DOURADO, 2019; NEDER; NERY, 2003; ROCA et al., 1997). Deste modo, pontuaram positivo para o critério de fadiga/exaustão os indivíduos que possuíram valor de $VO_2\text{max}$ menor que 83% do valor preditivo.

Tabela 1: Comparação da avaliação dos critérios para classificação de fragilidade definidos por Fried et al. (2001) e os utilizados na avaliação de fragilidade neste estudo.

Característica	Fenótipo de fragilidade de Fried et al. (2001)	Método de avaliação de fragilidade deste estudo
Perda de peso	Autorrelato/avaliação: perda de peso não intencional de ≥ 10 libras ($\approx 4,5$ quilos) no ano anterior ou, no acompanhamento, de $\geq 5\%$ do peso corporal no ano anterior (por medição direta do peso)	Avaliação: perda de peso superior a 5% do peso do ano anterior OU $IMC \leq 18,5\text{kg/m}^2$
Redução da força	Avaliação: Força de preensão máxima (quilogramas) na mão dominante (média de 3 medidas), usando um dinamômetro de mão Jamar. Aqueles que tiveram força de preensão nos 20% mais baixos na linha de base, ajustado para sexo e índice de massa corporal, pontuaram para fragilidade neste critério	Avaliação: mesmo modelo de Fried.
Redução de velocidade	Avaliação: tempo em segundos para caminhar 15 pés (4,6 metros). Os 20% mais lentos da população foram definidos no início do estudo, com base no tempo para caminhar 4,6 metros, ajustando para sexo e altura	Avaliação: através do TC6'. Pontuaram positivamente para lentidão aqueles que tiveram distância no TC6' $\leq 96\%$ dos valores preditos para o teste*
Baixa atividade física	Autorrelato: Com base na versão curta do questionário Minnesota Leisure Time Activity. Esta variável foi estratificada por sexo. Homens: Aqueles com Kcals de atividade física por semana <383 são frágeis. Mulheres: Aqueles com Kcals por semana <270 são frágeis	Avaliação: <150 minutos semanais de atividade física moderada a vigorosa ou <75 minutos de atividade física vigorosa por semana avaliada através de um acelerômetro triaxial
Fadiga/exaustão	Autorrelato: A exaustão foi identificada por duas questões da escala CES-D — “Sentiu que teve que fazer esforço para dar conta das suas tarefas habituais?” e “Não conseguiu levar adiante suas coisas?”. As respostas variavam de 0 a 3, sendo 0 raramente e 3 na maioria das vezes. Sujeitos que respondem “2” ou “3” a qualquer uma dessas perguntas foram categorizados como frágeis para o critério	Avaliação: medida através $VO_2\text{max}$. Pontuaram para esse critério aqueles que tiveram $VO_2\text{max} < 83\%$ do valor predito de $VO_2\text{max}$ **

Nota: * Dourado (2019); Dourado et al. (2021). ** Dourado (2019); Neder e Nery (2003); Roca et al. (1997).

Fonte: Elaboração da própria autora.

Após a seleção, os participantes foram divididos nos seguintes grupos de acordo com os componentes citados acima: (0) não frágeis ou robustos — aqueles que não apresentaram nenhuma características citadas; (1) pré-frágeis — aqueles com uma ou duas características; e (2) frágeis — aqueles que apresentaram três ou mais características.

A fim de corrigir os modelos estatísticos que foram usados para a análise estatísticas, utilizamos neste estudo algumas variáveis de confusão (confundidoras), sendo as principais: idade, sexo, escolaridade, diabetes mellitus, sedentarismo e percentual de gordura corporal. Estas variáveis foram coletadas através de avaliações sociodemográficas, clínicas e antropométricas, que serão descritas a seguir:

(c) Avaliação de dados sociodemográficos e clínicos: Para a avaliação dos dados sociodemográficos foram feitas perguntas na linha de base (primeira avaliação) relacionadas a idade, sexo, raça e nível educacional dos participantes. Foram categorizados os participantes em nível educacional como: ensino médio completo e ensino médio incompleto. Por meio de anamnese os participantes foram avaliados sobre problemas de saúde já diagnosticados. Foram investigados os seguintes fatores de risco cardiovascular: histórico familiar de doenças cardiovasculares (RCVHF) como incidência de infarto agudo do miocárdio em parentes de primeiro grau, hipertensão arterial, hiperglicemia ou diabetes mellitus, dislipidemia, tabagismo e sobrepeso ou obesidade.

(d) Avaliação de dados antropométricos: Foram mensurados o peso, estatura, a massa magra corporal (MMC) e a gordura corporal dos participantes através de uma balança digital calibrada contendo um estadiômetro (Toledo Prix 2096PP) e por meio de bioimpedância elétrica (310e Biodynamics, Detroit, EUA). Após coletar os dados foi calculado o IMC em kg/m^2 e a obesidade foi definida com o $\text{IMC} > 30\text{kg}/\text{m}^2$. Também foi realizada a medição de circunferência da cintura e quadril usando os métodos previamente padronizados (BOILEAU, 1993).

(e) Aquisição do sinal: A aquisição do sinal de acelerometria foi realizada com um acelerômetro triaxial previamente validado (ActiGraph GT3X +, MTI, Pensacola, FL), veja Figura 4. Os participantes completaram sete dias consecutivos de avaliação durante as horas de vigília. Além disso, os participantes usaram o acelerômetro no quadril do lado dominante autorreferido usando um cinto elástico, desde acordar até a hora de dormir, exceto durante o banho e atividades aquáticas. Para serem considerados válidos, os dias de coleta de dados tiveram que ter pelo menos 10 horas de monitoramento contínuo, a partir do momento do despertar. Os participantes usaram o acelerômetro até a hora de dormir, exceto durante o banho e atividades aquáticas. O tempo o tempo de uso foi definido como: 24 horas menos o tempo de não uso — consideramos o tempo de não uso como um intervalo de zero contagens por 60 ou mais

minutos. Os procedimentos para o processamento dos sinais gerados pelo sensor e extração das características de acelerometria serão descritos a seguir.



Figura 4: O ActiGraph GT3X +, MTI, Pensacola, FL é um o dispositivo vestível da ActiGraph para monitoramento contínuo e real de atividade, mobilidade e sono. Fonte: ActiGraph.

4.3.2 PROCESSAMENTO DE SINAIS E EXTRAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS

O sensor em questão gerou como saída três sinais que correspondem à aceleração nas três direções espaciais, sendo traduzidas nos eixos x , y e z . Utilizamos uma fusão entre os eixos baseada na distância Euclidiana, o que permite acessar a aceleração em cada instante independente do eixo. Essa fusão é importante, pois o sensor pode estar posicionado de diferentes formas ou ser rotacionado durante a marcha, gerando cruzamento dos eixos, o que poderia ser interpretado de forma errada pelo programa que realiza a extração dos dados na série temporal. A equação que calcula a série temporal utilizada para realizar os experimentos computacionais foi:

$$s(t) = \sqrt{x(t)^2 + y(t)^2 + z(t)^2}, \quad (1)$$

onde $x(t)$, $y(t)$ e $z(t)$ são os dados do acelerômetro adquiridos dos eixos x , y and z , respectivamente.

De acordo com o teorema de amostragem de Nyquist (*Nyquist Frequency Limit*), o qual descreve o limite de alta frequência do sistema de amostragem, uma taxa de amostragem duas vezes a frequência máxima é necessária para reconstruir um sinal para a largura de banda desejada. Portanto, a taxa de amostragem de 100 Hertz (Hz) permitiu que o estudo garantisse uma análise de marcha até a frequência de 50Hz.

Além disso, filtrar os dados de entrada do sinal pode ajudar a garantir que ele seja

adequadamente restringido por sua largura de banda (CONDON; RANSOM, 2016). Um *Butterworth low-pass filter* foi usado para suprimir possíveis ruídos, que podem causar altas frequências no sinal. A aplicação deste tipo de filtro é comum em estudos com acelerômetro pois permite a eliminação de padrões irrealistas (LU et al., 2018; WENG et al., 2017; HAVENS et al., 2018). Em particular, empregamos um filtro de ordem 3 projetado para atenuar a faixa de 34Hz a 50Hz.

A partir da fusão dos sinais $s(t)$ foram obtidas variáveis para análise do padrão de marcha a serem investigadas do ponto de vista da identificação de caidores e frágeis. Por se tratarem de séries temporais, foram utilizadas informações das amplitudes ao longo do tempo com o intuito de verificar qual tipo de característica seria capaz de diferenciar os grupos. Após a fusão dos sinais foi gerado para cada indivíduo um espectro de potência, ou *power spectrum*: valor absoluto ao quadrado dos coeficientes complexos.

O *Power Spectrum* (ou espectro de potência) é uma representação de um determinado sinal de acordo com o seu conteúdo de frequência, que pode ser calculado através da Transformada Rápida de Fourier. A Transformada de Fourier converte um sinal no domínio do tempo em uma representação complexa do domínio da frequência, ou seja, em termos de frequências ω . Seja $\mathfrak{F}(\cdot)$ o operador da Transformada de Fourier, então o espectro de potência de um sinal é obtido da seguinte forma:

$$S(\omega) = |\mathfrak{F}\{s(t)\}|^2. \quad (2)$$

Deste modo, seja $S(\omega)$ a transformada de Fourier de um sinal, e $P(\omega) = |S(\omega)|^2$ o espectro de potência, as seguintes variáveis foram computadas para análise do padrão de marcha sob o ponto de vista da identificação de pessoas idosas caidoras e frágeis, segundo as diretrizes de Millecamps et al. (2015), Ponti et al. (2017) e Bet et al. (2021):

1) *Power Spectrum Entropy* (PSE): somas das entropias do espectro de frequências. Esta característica representa uma medida alternativa de compactação de energia na transformação de codificação, ou seja, em nosso caso quanta energia de aceleração o sinal contém (GIBSON, 1994). PSE está relacionada à complexidade da informação no espectro de potência no domínio da frequência e do ponto de vista energético. Por ser derivada da transformada de Fourier, a entropia espectral de potência auxilia a extrair características que são obscuras no domínio do tempo mas que podem ser extraídas no domínio da frequência. De acordo com Dai et al. (2018), o valor de PSE será maior se a distribuição de energia for menos variável no domínio da frequência, tornando o sinal mais complexo. Entretanto, quanto mais estreito pico

do espectro, menor o valor de PSE, representando que o sistema é mais contundente e menos complexo. Se a distribuição de energia fosse invariável ou uniforme, PSE atingiria o seu valor máximo. A equação para o cálculo da variável é a seguinte:

$$f_1 = - \sum_{\omega} S(\omega) \cdot \log(S(\omega) + \epsilon), \quad (3)$$

onde $\epsilon = 0.001$ para evitar $\log(0)$.

2) *Power Spectrum Peak Frequency (PSPF)*: é calculada encontrando a frequência relacionada ao maior valor de S , ou seja, frequências (Hz) relativas às maiores amplitudes. Essa característica representa os componentes harmônicos da marcha, relacionada com a velocidade global do movimento (OPPENHEIM; WILLSKY, 1996). Identificar a PSPF também é importante pois ao analisar um espectro é relevante detectar e interpretar os picos que possam existir no sinal, bem como as frequências em que estes estão associados (AGUIRRE et al., 1995). Deste modo, a equação para o cálculo desta variável é a seguinte:

$$f_{2,1} = \operatorname{argmax}_{\omega} S(\omega); \quad (4)$$

$$f_{2,2} = \operatorname{argmax}_{\omega - \{f_{2,1}\}} S(\omega); \quad (5)$$

$$f_{2,3} = \operatorname{argmax}_{\omega - \{f_{2,1}, f_{2,2}\}} S(\omega) \quad (6)$$

3) *Power Spectrum Peak (PSP)*: é calculada encontrando os três valores mais altos de S , ou seja, característica que visa obter as amplitudes referentes aos componentes PSPF. Este recurso tenta representar as amplitudes correspondentes às frequências fundamentais da marcha, relacionada a velocidade global do movimento. Como dito anteriormente, é de extrema importância em análise de espectro detectar e interpretar os picos que possam existir no sinal (AGUIRRE et al., 1995). A equação para o cálculo desta variável é descrita a seguir:

$$f_{3,1} = S(f_{2,1}); \quad (7)$$

$$f_{3,2} = S(f_{2,2}); \quad (8)$$

$$f_{3,3} = S(f_{2,3}). \quad (9)$$

4) *Weighted Power Spectrum Peak (WPSP)*: frequências (Hz) relativas às maiores frequências ponderadas pela amplitude. Ou seja, é uma combinação linear entre PSP e PSPF, calculada pela equação:

$$f_4 = f_{2,1} \cdot f_{3,1}; \quad (10)$$

Cada característica, isto é, PSE (f_1), 3 PSPFs ($f_{2,1}, f_{2,2}, f_{2,3}$), 3 PSPs ($f_{3,1}, f_{3,2}, f_{3,3}$) e WSP (f_4) foi calculada a partir de espectros dos sinais completos de acelerometria (Veja a Figura 5). Essas variáveis foram exploradas em trabalhos anteriores com sucesso para identificação de caidores a partir da análise de sinais de acelerometria extraídos do teste TUG e TC6' (PONTI et al., 2017; BET et al., 2019a, 2021).

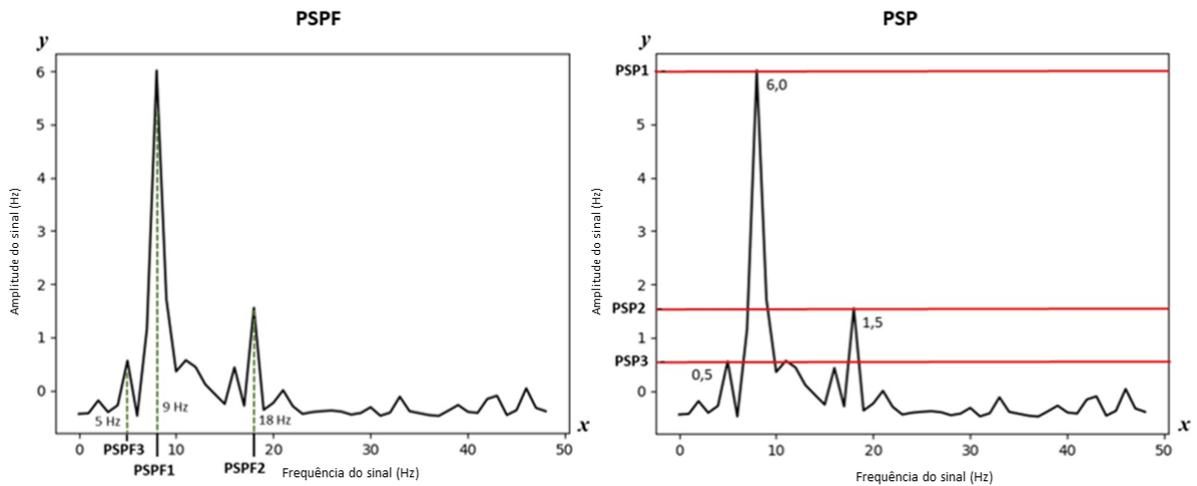


Figura 5: Exemplo de um espectro de potência. Os valores das três frequências relativas às três maiores amplitudes do espectro de potência (PSPF1, PSPF2 e PSPF3) são representados pela cor verde e os valores das três maiores amplitudes do espectro de potência (PSP1, PSP2 e PSP3) são representados pela cor vermelha. Fonte: Elaboração da própria autora.

4.3.3 ANÁLISE DE DADOS

Testes estatísticos foram utilizados para identificar quais variáveis geram valores que são significativamente diferentes quando comparamos os grupos de indivíduos caidores e não caidor, e de indivíduos em fragilização (pré-frágeis e frágeis) e não frágeis (robustos). As variáveis categóricas foram descritas em número absoluto e frequência de ocorrência, e as variáveis contínuas foram apresentadas como média, desvio padrão, mínimo e máximo (para as variáveis de acelerometria).

O teste de Levene foi utilizado para testar se as amostras tinham variâncias iguais ou não (LEVENE et al., 1960). Quando a hipótese nula foi confirmada, foi utilizado o teste t para variâncias assumidas e quando rejeitada a hipótese nula o teste t para variâncias não assumidas foi implementado. O nível de significância estatística para o estudo foi estabelecido em $p < 0,05$.

Para as variáveis dicotômicas dependentes foi realizada uma análise de regressão logística, considerada a melhor ferramenta para lidar com tais variáveis (FERNANDES et al., 2021).

Quando analisadas a fim de identificar caidores, as variáveis obtidas por meio do sinal de acelerometria foram ajustadas por idade, sexo, escolaridade, diabetes mellitus, sedentarismo e percentual de gordura corporal. Já para a os indivíduos em fragilização, as variáveis de acelerometria foram ajustadas por idade, sexo, obesidade e diabetes mellitus.

Como forma de melhor compreender a acurácia de cada característica foi elaborada uma Curva Característica de Operação do Receptor (curva ROC), a fim de analisar, para cada ponto de corte, a sensibilidade e especificidade do teste. Foi calculada a área sob a curva ROC (AUC ROC, do inglês *Area Under the ROC Curve*), que pode ser interpretada como a probabilidade de o classificador rotular uma instância positiva escolhida aleatoriamente mais do que uma instância negativa escolhida aleatoriamente.

A sensibilidade reflete o quão este método é eficaz em identificar corretamente dentre todos os indivíduos aqueles que realmente apresentam a característica de interesse. Por sua vez, a especificidade reflete o quão eficaz este método é para identificar os indivíduos que não apresentam as condições de interesse (GUIMARÃES, 1985). Para fins de avaliação, são *positivos* os indivíduos caidores (para o estudo de quedas) e em fragilização (pré-frágeis e frágeis para o estudo de fragilidade) e *negativos* os indivíduos não caidores e não frágeis. Considerando VP como a quantidade de verdadeiros positivos, VN a quantidade de verdadeiros negativos, FP os falsos positivos e FN os falsos negativos, formalmente temos as seguintes definições:

Sensibilidade (ou taxa de verdadeiros positivos, TPR do inglês *true positive rate*):

$$TPR = \frac{VP}{VP + FN}, \quad (11)$$

e Especificidade (ou taxa de falsos positivos, TNR do inglês *true negative rate*):

$$TNR = \frac{VN}{VN + FP}. \quad (12)$$

Para a realização desta análise os desfechos de interesse foram analisados nos seguintes grupos:

(1) Quedas:

Identificação de caidores: comparar caidores (1) e não caidores (2).

(2) Fragilidade:

Em fragilização: comparar os não frágeis (0) com os que se encontram em processo de fragilização — neste caso pré-frágeis (1) e frágeis (2). Esta análise possibilitará a identificação de padrões que podem classificar o processo de fragilização.

A divisão dos desfecho de fragilidade em duas categorias foi necessária pois é preciso um desfecho dicotômico para realizar as analisar propostas.

4.4 IMPLEMENTAÇÃO E REPRODUTIBILIDADE

O *software* Python e bibliotecas dessa mesma plataforma como *numpy* e *scipy* foram utilizados para o processamento dos sinais e extração de características de acelerometria. O código utilizado para extração das características foi baseado no código fonte disponíveis em um repositório aberto e já utilizado em outros estudos do mesmo caráter do laboratório de pesquisa ¹. O *software* IBM SPSS Statistic 23 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA) foi utilizado para análise dos dados. Além disso, as análises de curva ROC foram executadas no *software* MDCalc.

Aspectos éticos: O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da UNIFESP, número 186.796 (Anexo A). Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido antes de participar do estudo.

Aspectos de viabilidade e financiamento: Este trabalho é parte do projeto “Núcleo de Tecnologias Assistivas para Moradia e Independência no Envelhecimento” aprovado no edital MCTI-CnPq-84/2013 com financiamento pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico-CNPq, e coordenado pela orientadora Profa. Dra. Paula Costa Castro. Também foi financiado em partes pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES - código de financiamento 001). Todos os recursos e equipamentos necessários foram providos pelo projeto principal. Além disso, o projeto é continuação de uma iniciação científica, intitulada “Análise de dados de acelerometria para identificação de idosos em risco de queda”, citada como um dos projetos mais relevantes financiados pela FAPESP no relatório de 2017, referente a 2016; e de uma bolsa *Latin America Research Awards (LARA)*, fornecido pelo Google, no mestrado (2017-2018), com o projeto intitulado “Sensores inerciais móveis no rastreamento e predição de risco de quedas em idosos”. O projeto ainda conta com parceria do Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação da Universidade de São Paulo (ICMC/USP) e do Departamento de Ciências do Movimento Humano da UNIFESP.

¹Link para acesso: <https://github.com/patriciabet/mobile-fall-screening>

5 RESULTADOS

5.1 QUEDAS

A amostra do estudo com desfecho principal sendo a variável **quedas** foi composta por 451 indivíduos com 50 anos ou mais (variação entre 50 e 80 anos) do estudo EPIMOV que atenderam aos critérios de elegibilidade, sendo 73,2% do total de incluídos mulheres. De acordo com o histórico de quedas no último ano os indivíduos foram divididos em dois grupos: 1) não caidores - aqueles que não relataram ter sofrido quedas no último ano e 2) caidores - aqueles que sofreram uma queda ou mais no último ano. Após a classificação foi identificado que 64 indivíduos eram caidores (14,2% do total), sendo 60 mulheres (93,7%) e apenas 4 homens (6,3%).

A Tabela 2 apresenta as características descritivas categóricas e contínuas da população estudada dividida entre não caidores e caidores. Para as variáveis categóricas, sexo ($p < 0,001$; $\chi^2 = 16,090$) e nível educacional ($p = 0,001$; $\chi^2 = 11,905$) foram diferentes entre os grupos. Variáveis de risco cardiovascular como diabetes mellitus ($p < 0,001$; $\chi^2 = 17,591$), obesidade ($p = 0,036$; $\chi^2 = 4,412$) e sedentarismo ($p = 0,001$; $\chi^2 = 11,663$) também apresentaram diferença significativa entre os grupos. De modo geral, além do grupo de caidores ser composto por maioria feminina e com menor escolaridade (ensino médio incompleto), 39,1% eram diabéticos, 60,9% obesos e 76,6% sedentários, porcentagens maiores das encontradas nos não caidores.

Dentre as variáveis descritivas contínuas, estatura ($p < 0,001$; $t = -4,614$) e gordura corporal (em quilos e porcentagem) foram significativamente diferentes entre os grupos ($p = 0,003$; $t = 3,046$ e $p < 0,001$; $t = 4,208$, respectivamente). Ou seja, os caidores foram indivíduos considerados mais baixos e com gordura corporal (kg e %) mais elevada que os não caidores.

Tabela 2: Caracterização da amostra dividida entre não caidores e caidores contendo variáveis descritivas categóricas e contínuas (n=451).

	Não caidor (n=387)	Caidor (n=64)	p-valor
Variáveis descritivas categóricas (n (%))			
Sexo			
Mulheres	270 (69,7)	60 (93,7)	< 0,001*
Homens	117 (30,3)	4 (6,3)	
Raça			
Branco	256 (67,4)	39 (63,9)	0,891
Pardo	90 (23,7)	17 (27,9)	
Preto	30 (7,9)	5 (8,2)	
Amarelo	3 (0,8)	0 (0,0)	
Indígena	1 (0,3)	0 (0,0)	
Nível educacional			
Ensino médio incompleto	130 (33,8)	36 (56,3)	0,001*
Ensino médio completo	255 (66,2)	28 (43,8)	
Fator de risco cardiovascular			
RCVHF	147 (38)	26 (40,6)	0,687
Hipertensão arterial	129 (33,3)	29 (45,3)	0,063
Diabetes mellitus	64 (16,5)	25 (39,1)	< 0,001*
Dislipidemia	167 (43,2)	33 (51,6)	0,210
Obesidade	181 (46,8)	39 (60,9)	0,036*
Sedentarismo	208 (53,7)	49 (76,6)	0,001*
Tabagismo	64 (16,5)	10 (15,6)	0,855
Inatividade física	93 (24,0)	16 (25,0)	0,493
Variáveis descritivas contínuas ($\bar{x} \pm DP$)			
Idade (anos)	58,76±6,28	59,28±5,76	0,507
Peso (kg)	77,62±16,58	77,12±16,93	0,828
Estatura (m)	1,61±0,09	1,56±0,07	< 0,001*
IMC (kg/m ²)	29,95±5,77	31,69±7,04	0,065
Cintura (cm)	95,55±13,76	97,38±15,64	0,384
Quadril (cm)	106,18±13,85	108,74±20,46	0,262
Razão cintura-quadril (m)	0,90±0,09	0,88±0,08	0,221
Gordura corporal (kg)	27,95±10,77	33,33±11,96	0,003*
Gordura corporal (%)	35,08±7,88	39,90±6,03	< 0,001*
Massa magra corporal (kg)	49,80±9,88	48,16±9,14	0,263
Massa magra corporal (%)	64,74±8,55	61,86±13,81	0,150

Fonte: Elaboração da própria autora.

Nota: As variáveis descritivas categóricas estão apresentadas em número absoluto e frequência de ocorrência enquanto as variáveis descritivas contínuas estão apresentadas como média e desvio padrão.

RCVHF - histórico familiar de doenças cardiovasculares; IMC - índice de massa corporal.

* - valor de $p < 0.05$ de acordo com o teste t.

Na Tabela 3 estão descritas as características extraídas do sinal de aceleração que apresentaram diferença estatística ao comparar as médias dos grupos caidores e não caidores. Note que as variáveis de acelerometria referentes a entropia de sinal (PSE) ($p = 0,002$; $t = -3,309$), e a primeira e terceira amplitude do sinal (PSP1 e PSP3) ($p = 0,031$; $t = 2,213$ e $p = 0,002$; $t = -3,093$, respectivamente) foram diferentes estatisticamente entre os grupos. Também observamos que os caidores tendem a ter um valor maior para a primeira amplitude do sinal e um valor menor para a terceira amplitude. Além disso, a entropia do espectro de potência é consistentemente maior para os não caidores.

Tabela 3: Caracterização da amostra dividida entre não caidores e caidores contendo as variáveis de acelerometria referentes a entropia, amplitude e frequência do sinal extraídas do uso acelerômetro durante 7 dias de atividades de vida diária (n=451).

	Não caidor ($n = 387$)				Caidor ($n = 64$)				p-valor
	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo	
PSE	6,41	2,14	2,17	15,02	5,42	1,86	2,77	10,01	0,002*
PSP1	5,72	5,98	2,57	6,90	6,03	0,90	3,33	6,86	0,031*
PSP2	1,69	0,99	0,15	4,40	1,49	0,97	0,20	3,67	0,197
PSP3	0,82	0,58	0,00	2,84	0,55	0,31	0,04	1,24	0,002*
PSPF1	7,38	2,96	1,00	22,00	6,74	2,85	1,00	17,00	0,159
PSPF2	12,74	8,54	1,00	48,00	15,32	11,34	1,00	49,00	0,066
PSPF3	18,43	11,22	1,00	49,00	17,49	9,36	1,00	38,00	0,533
WSPSP	36,67	16,25	0,00	111,85	35,58	17,74	0,00	90,89	0,693

Fonte: Elaboração da própria autora.

Nota: PSE - spectrum entropy; PSP - power spectrum peak; PSPF - power spectrum peak frequency; WSPSP - weighted power spectrum peak.

* - valor de $p < 0.05$ de acordo com o teste t.

A partir dos resultados apresentados na Tabela 3, uma análise de regressão logística foi executada com as variáveis de acelerometria que demonstraram diferença estatística entre grupos de caidores e não caidores. Esta análise demonstrou que as variáveis de acelerometria referentes a entropia e a terceira amplitude do sinal (PSE e PSP3) estavam relacionadas com a condição de caidor, uma vez que os valores do odds ratio tornaram-se significantes para esses índices de acelerometria após ajuste para os principais confundidores (idade, sexo, escolaridade, diabetes mellitus, sedentarismo e percentual de gordura corporal). Além disso, a primeira amplitude do sinal (PSP1) não se relacionou com a condição de caidor após o ajuste para os fatores de confusão (veja a Tabela 4).

Ainda de acordo com os resultados da regressão logística, os valores de β para PSE e PSP3 foram de -0,242 e -0,896, respectivamente, indicando que ambos possuem efeito protetor sob a condição de caidor e estão inversamente associados com esta condição. Ou seja, quanto maior a entropia e a terceira amplitude fornecida pelo sinal, menor as chances do indivíduo ser um caidor.

Tabela 4: Associações entre as variáveis de acelerometria e ocorrência de quedas na amostra estudada (n=451).

	Odds Ratio Não Ajustado			Odds Ratio Ajustado		
	Odds ratio	Limite inferior	Limite Superior	Odds ratio	Limite inferior	Limite Superior
PSE	0,776**	0,654	0,921	0,785*	0,641	0,961
PSP1	1,485*	1,021	2,161	1,566	0,991	2,477
PSP3	0,327**	0,157	0,680	0,408*	0,175	0,950

Fonte: Elaboração da própria autora.

Nota: PSE - power spectrum entropy ou entropia do espectro de energia do sinal; PSP - power spectrum peak ou amplitude referente aos componentes de frequência.

As características obtidas pelo sinal da acelerometria foram ajustadas para idade, sexo, escolaridade, diabetes mellitus, sedentarismo e percentual de gordura corporal.

* - valor de $p < 0,05$; ** - valor de $p < 0,001$.

Outro aspecto importante para analisar o potencial das variáveis de acelerometria é comparar os resultados com relação às acurácias, sensibilidade e especificidade. Na Figura 6 são apresentadas as curvas ROC das variáveis de entropia e amplitude do sinal de acelerometria (PSE, PSP1 e PSP2), juntamente com a AUC e o p-valor. Observa-se que embora sejam significativamente diferente entre os grupos, os valores de AUC não são considerados altos, variando apenas entre 0,60 e 0,64.

Na Tabela 5 resumimos as principais características e seus resultados de média, p-valor, AUC ROC, sensibilidade, especificidade e os critérios utilizados para obter a sensibilidade e especificidade. Note que as características de entropia e amplitude são capazes de identificar os caídores com uma sensibilidade de 70 a 80%. Entretanto, a capacidade de identificar os não caídores (especificidade) através das características de acelerometria foi considerada baixa, entre 39 e 55%.

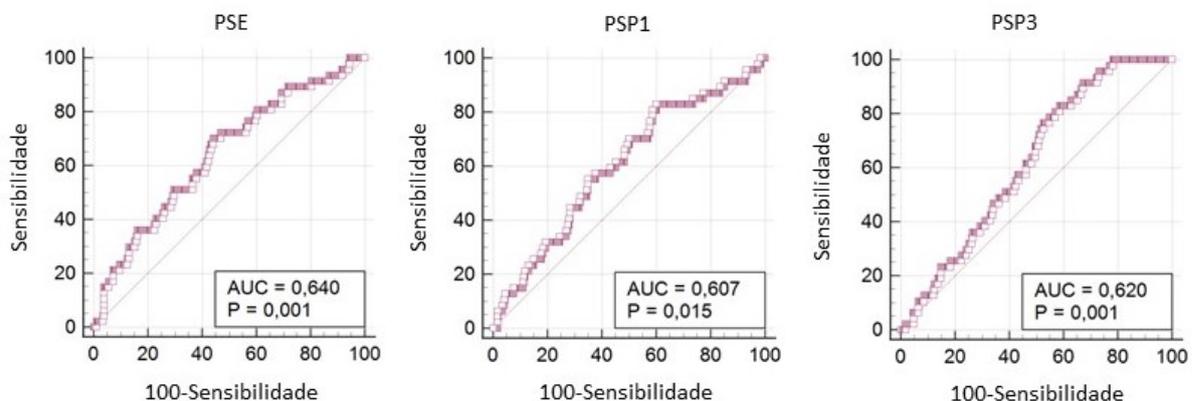


Figura 6: Curvas ROC das variáveis de entropia e amplitude do sinal (PSE, PSP1 e PSP3) para a identificação de caídores. Fonte: Elaboração da própria autora.

Tabela 5: Visão geral dos principais resultados para AUC ROC, sensibilidade (TPR) e especificidade (TNR) das características de acelerometria para o estudo de quedas (n=451).

	Não caidores (média)	Caidores (média)	p-valor	AUC ROC	TPR	TNR	Critério
PSE	6,41	5,42	0,002	0,64*	70,21%	55,76%	5,83
PSP1	5,72	6,03	0,031	0,61*	82,98%	39,88%	5,66
PSP3	0,82	0,55	0,002	0,62*	82,98%	41,43%	0,87

Fonte: Elaboração da própria autora.

Nota: AUC ROC - área sob a curva ROC; TPR - true positive rate ou sensibilidade; TNR - true negative rate ou especificidade; PSE - power spectrum entropy; PSP - power spectrum peak.

* - valor de $p < 0,05$.

5.2 FRAGILIDADE

A amostra do segundo estudo, referente ao desfecho **fragilidade**, foi composta por 208 indivíduos com 30 anos ou mais, com média de idade de 51,11 anos (variação entre 30 e 76 anos), de maioria mulheres (n=139; 66,8%), brancos (n=118; 57,8%) e com ensino médio incompleto (n=175; 84,1%) que atenderam os critérios de elegibilidade.

A Tabela 6 apresenta a caracterização geral, por sexo e por idade da amostra de acordo com os 5 critérios do fenótipo da fragilidade propostos por Fried et al. (2001) e a classificação quanto aos níveis de fragilidade após a avaliação destes critérios. Não houve diferença estatística da frequência dos 5 componente do fenótipo de fragilidade entre sexo feminino e masculino. Observamos que o componente de fragilidade mais presente na amostra foi o baixo nível de atividade física, onde 31,3% da amostra pontuou positivo para esse critério, seguido por exaustão (15,9%), lentidão (12,5%), diminuição da força (1,9%) e perda de peso (1,0%). Dentre as mulheres, as maiores porcentagens dos 5 critérios foram identificadas nas com idade entre 45 a 59 anos; já entre os homens, foi identificado maior porcentagem para baixo nível de atividade física naqueles com idade entre 30 e 44 anos, maior exaustão para aqueles entre 45 e 59 anos e maior lentidão para aqueles com 60 anos ou mais.

De acordo com classificação de fragilidade os indivíduos foram divididos em não frágeis ou robustos, pré-frágeis e frágeis. Ainda na Tabela 6 é observado que 52,9% da amostra foi composta por indivíduos não frágeis, 45,2% por pré-frágeis e apenas 1,9% por frágeis. Houve diferença estatística entre os grupos de sexo para os não frágeis ($p=0,012$) e pré-frágeis ($p=0,034$). Assim como para os 5 critérios, a pré-fragilidade e fragilidade foram mais prevalentes em mulheres entre 30 e 44 anos, para os homens a prevalência foi igual para todas as faixas etárias.

Tabela 6: Caracterização geral da amostra de acordo com os 5 componentes do fenótipo da fragilidade e a classificação quanto aos seus níveis após a avaliação. Além da caracterização geral são apresentados os valores para a amostra dividida por sexo e por idade (n=208).

	Total	Feminino			Masculino				
		30-44 anos	45-59 anos	60 anos ou mais	Total	30-44 anos	45-59 anos	60 anos ou mais	Total
5 critérios do fenótipo da fragilidade									
Baixo nível de atividade física	65(31,3%)	14(28,6%)	23(46,9%)	12(24,0%)	49(35,2%)	8(50,0%)	5(31,3%)	3(18,8%)	16(23,2%)
Exaustão/fadiga	33 (15,9%)	6(25,0%)	14(58,3%)	4(16,7%)	24(17,3%)	2(22,2%)	5(55,6%)	2(22,2%)	9(13,0%)
Lentidão	26(12,5%)	1(4,8%)	12(57,1%)	8(38,1%)	21(15,1%)	1(20,0%)	1(20,0%)	3(60,0%)	5(7,2%)
Diminuição da força	4(1,9%)	0(0,0%)	2 (100,0%)	0(0,0%)	2(1,4%)	0(0,0%)	1(50,0%)	1(50,0%)	2(2,9%)
Perda de peso	2(1,0%)	0(0,0%)	1(50,0%)	1(50,0%)	2(1,4%)	0(0,0%)	0(0,0%)	0(0,0%)	0(0,0%)
Classificação de fragilidade									
Nenhum critério — não frágil	110(52,9%)	14(21,5%)	32(49,2%)	19(29,2%)	65(46,7%)	22(48,9%)	13(28,9%)	10(22,2%)	45(65,2%)
Um ou dois critérios — pré-frágil	94(45,2%)	19(27,1%)	34(48,6%)	17(24,3%)	70(50,4%)	8(33,3%)	8(33,3%)	8(33,3%)	24(34,8%)
Três ou mais critérios — frágil	4(1,9%)	0(0,00%)	3(75,0%)	1(25,0%)	4(2,9%)	0(0,00%)	0(0,00%)	0(0,00%)	0(0,00%)

Fonte: Elaboração da própria autora.

Nota: As variáveis são apresentadas em número absoluto e frequência de ocorrência (n(%)).

Como notamos na Tabela acima, apenas 4 indivíduos da amostra foram classificados como frágeis, sendo todos estes mulheres. Deste modo, para melhor análise estatística, agrupamos o grupos de pré-frágeis e frágeis, criando o grupo “em fragilização”. Esta análise visa possibilitar a identificação de padrões que poderão caracterizar o processo de fragilização do indivíduo.

Após o agrupamento, as características da amostra divididas em indivíduos não frágeis (n=110; 52,9) e em processo de fragilização (n=98; 47,1) são apresentadas na Tabela 7. Para as variáveis categóricas, sexo ($p = 0,012$; $\chi^2 = 6,303$) e nível educacional ($p = 0,043$; $\chi^2 = 4,449$) foram diferentes entre os grupos de não frágeis e em fragilização. Variáveis de risco cardiovascular como obesidade ($p < 0,001$; $\chi^2 = 15,681$), sedentarismo ($p = 0,010$; $\chi^2 = 6,640$) e tabagismo ($p = 0,022$; $\chi^2 = 5,231$) também apresentaram diferença significativa entre os grupos. De modo geral, o grupo de indivíduos em fragilização foi composto por maioria feminina e com ensino médio incompleto, sendo 49,0% obesos, 55,1% sedentários e 16,3% fumantes, porcentagens maiores das encontradas nos não frágeis.

Dentre as variáveis descritivas contínuas, estatura ($p = 0,049$; $t = 1,984$), índice de massa corporal ($p = 0,001$; $t = -3,249$), circunferência de cintura ($p = 0,006$; $t = -2,753$) e de quadril ($p = 0,032$; $t = -2,155$), gordura corporal em quilos e em porcentagem ($p < 0,001$; $t = -3,627$ e $p = 0,002$; $t = -3,075$, respectivamente) e porcentagem de massa magra corporal ($p < 0,001$; $t = 3,649$) foram significativamente diferente entre os grupos. Os indivíduos em fragilização foram indivíduos considerados mais baixos, com maior IMC, circunferência de cintura e quadril maior, com gordura corporal mais elevada (kg e %) e massa magra corporal menor (%) comparado aos não frágeis.

Tabela 7: Caracterização da amostra dividida entre não frágeis (robustos) e em fragilização (pré-frágeis e frágeis) contendo variáveis descritivas categóricas e contínuas (n=208).

	Não frágil (n = 110)	Em fragilização (n = 98)	p-valor
Variáveis descritivas categóricas (n (%))			
Sexo			
Mulheres	65 (59,1)	74 (75,5)	0,012*
Homens	45 (40,9)	24 (24,5)	
Raça			
Branco	68 (61,8)	50 (51,0)	0,426
Pardo	27 (24,6)	29 (29,6)	
Preto	13 (11,8)	14 (14,3)	
Amarelo	1 (0,9)	0 (0,0)	
Indígena	0 (0,0)	1 (1,0)	
ND	1 (0,9)	4 (4,1)	
Nível educacional			
Ensino médio incompleto	87	88	0,035*
Ensino médio completo	23	10	
Histórico de quedas			
Caidor	99	85	0,590
Não caidor	10	11	
Fator de risco cardiovascular			
RCVHF	48 (43,6)	51 (52,0)	0,445
Hipertensão arterial	22 (20,0)	27 (27,5)	0,200
Diabetes mellitus	12 (10,9)	14 (14,3)	0,462
Dislipidemia	27 (24,5)	31 (31,6)	0,255
Obesidade	25 (22,7)	48 (49,0)	< 0,001*
Sedentarismo	41 (37,3)	54 (55,1)	0,010*
Tabagismo	7 (6,4)	16 (16,3)	0,022*
Variáveis descritivas contínuas ($\bar{x} \pm DP$)			
Idade (anos)	50,45±10,67	52,07±11,73	0,302
Peso (kg)	73,82±14,09	77,70±19,99	0,105
Estatura (m)	1,64±0,10	1,61±0,10	0,049*
IMC (kg/m ²)	27,26±4,26	29,57±5,91	0,001*
Cintura (cm)	89,68±12,05	95,08±16,10	0,006*
Quadril (cm)	101,67±9,29	105,60±16,39	0,032*
Razão cintura-quadril (cm)	0,88±0,08	0,89±0,09	0,549
Gordura corporal (kg)	23,52±8,42	28,80±11,04	< 0,001*
Gordura corporal (%)	31,61±8,06	35,45±8,51	0,002*
Massa magra corporal(kg)	50,05±10,56	49,39±12,32	0,692
Massa magra corporal (%)	68,23±8,19	63,41±9,43	< 0,001*

Fonte: Elaboração da própria autora.

Nota: As variáveis descritivas categóricas estão apresentadas em número absoluto e frequência de ocorrência enquanto as variáveis descritivas contínuas estão apresentadas como média e desvio padrão.

RCVHF - histórico familiar de doenças cardiovasculares; IMC - índice de massa corporal.

* - valor de p < 0.05 de acordo com o teste t.

Na Tabela 8 são descritas as comparações das médias do grupos não frágeis e em fragilização em relação as características extraídas do sinal de aceleração. As variáveis de acelerometria referentes a entropia de sinal (PSE) ($p = < 0,001$; $t = 4,556$), e as variáveis referentes as amplitudes do sinal (PSP1, PSP2 e PSP3) ($p < 0,001$; $t = -3,590 / p = 0,029$; $t = 2,204 / p = 0,001$; $t = 3,332$, respectivamente) foram diferentes estatisticamente entre os grupos. Observando o mesmo padrão do estudo de caidores, notamos que os indivíduos em fragilização tendem a ter um valor maior para a primeira amplitude do sinal e um valor menor para a segunda e terceira amplitude. A entropia do espectro de potência também é consistentemente maior nos não frágeis.

Tabela 8: Caracterização da amostra dividida entre não frágeis e em fragilização contendo as variáveis de acelerometria referentes a entropia, amplitude e frequência do sinal extraídas do uso acelerômetro durante 7 dias de atividades de vida diária (n=208).

	Não frágil (n = 110)				Em fragilização (n = 98)				p-valor
	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo	
PSE	7,45	2,44	2,31	13,33	5,94	2,14	2,58	12,51	< 0,001*
PSP1	5,39	1,12	2,35	6,84	5,91	0,87	3,78	6,89	< 0,001*
PSP2	1,89	0,91	0,04	4,30	1,58	1,06	0,14	4,39	0,029*
PSP3	1,06	0,65	0,00	2,58	0,76	0,61	0,00	3,16	0,001*
PSPF1	8,31	4,00	1,00	22,00	7,47	3,35	1,00	22,00	0,117
PSPF2	14,42	9,63	1,00	48,00	14,53	11,44	1,00	47,00	0,944
PSPF3	16,47	11,83	1,00	49,00	19,29	12,73	1,00	48,00	0,115
WPSP	38,28	18,33	0,00	104,98	38,49	19,89	0,00	144,49	0,940

Fonte: Elaboração da própria autora.

Nota: PSE - spectrum entropy; PSP - power spectrum peak; PSPF - power spectrum peak frequency; WPSP - weighted power spectrum peak.

* - valor de $p < 0.05$ de acordo com o teste t.

Assim como no estudo anterior, a partir dos resultados das análises comparativas entre os grupos, executamos uma regressão logística com as variáveis de acelerometria que demonstraram diferença estatística entre grupos não frágeis e em fragilização. Os resultados desta análise são apresentados na Tabela 9. Observamos que as variáveis de acelerometria referentes a entropia e as amplitudes do sinal (PSE, PSP1, PSP2 e PSP3) estavam relacionadas com a condição de fragilização, uma vez que os valores do odds ratio continuaram significantes para esses índices de acelerometria após ajuste para os principais confundidores (idade, sexo, diabetes mellitus e sedentarismo).

Analisando mais a fundo os resultados da regressão logística, os valores de β para PSE, PSP2 e PSP3 foram -0,273, -0,351 e -0,765 respectivamente, indicando que ambos possuem efeito protetor sob a condição de fragilização e estão inversamente associados com esta condição. Ou seja, quanto maior a entropia e a segunda e terceira amplitude fornecida pelo sinal, menor as chances do indivíduo ser um indivíduo em fragilização. Já para PSP1 o valor de β foi 0,500, indicando que quando maior o valor da primeira amplitude do sinal maior a chance

do indivíduo ser um indivíduo em fragilização.

Tabela 9: Associações entre as variáveis de acelerometria e fragilidade na amostra estudada (n=208).

	Odds Ratio Não Ajustado Intervalo de confiança 95%			Odds Ratio Ajustado Intervalo de confiança 95%		
	Odds ratio	Limite inferior	Limite Superior	Odds ratio	Limite inferior	Limite Superior
PSE	0,750**	0,655	0,859	0,761**	0,662	0,876
PSP1	1,689**	1,240	2,299	1,649**	1,191	2,282
PSP2	0,719*	0,535	0,967	0,704*	0,517	0,949
PSP3	0,462*	0,286	0,745	0,465*	0,283	0,764

Fonte: Elaboração da própria autora.

Nota: PSE - power spectrum entropy ou entropia do espectro de energia do sinal; PSP - power spectrum peak ou amplitude referente aos componentes de frequência.

As características obtidas pelo sinal da acelerometria foram ajustadas para idade, sexo, obesidade e diabetes mel-litus.

* - valor de $p < 0,05$; ** - vaor de $p < 0,001$.

Por último, realizados análises referentes a sensibilidade e especificidade das variáveis de acelerometria para identificação dos indivíduos não frágeis e em fragilização. Na Figura 7, assim como no estudo anterior de identificação de caidores, observamos que embora sejam significativamente diferentes entre os grupos os valores de AUC não são considerados altos, apenas variando entre 0,61 e 0,68.

O resumo das principais características e seus resultados referentes a média, p-valor, área sob a curva ROC (AUC ROC), sensibilidade (TPR), especificidade (TNR) e os critérios utilizados para obter a sensibilidade e especificidade são apresentados na Tabela 10. As características de entropia e amplitude são capazes de identificar os indivíduos em fragilização com uma sensibilidade em torno de de 70%. Entretanto, a especificidade encontrada também foi considerada baixa, entre 48 e 55%, assim como no estudo anterior de quedas.

Tabela 10: Visão geral dos principais resultados para AUC ROC, sensibilidade (TPR) e especificidade (TNR) das características de acelerometria para o estudo de fragilidade (n=208).

	Não frágeis (média)	Em fragilização (média)	p-valor	AUC ROC	TPR	TNR	Critério
PSE	7,45	5,94	< 0,001	0,68**	71,60%	48,40%	5,58
PSP1	5,39	5,91	< 0,001	0,65*	71,40%	50,00%	5,50
PSP2	1,89	1,58	0,029	0,61*	65,70%	59,50%	1,44
PSP3	1,06	0,76	0,001	0,65**	70,60%	54,90%	0,66

Fonte: Elaboração da própria autora.

Nota: AUC ROC - área sob a curva ROC; TPR - true positive rate ou sensibilidade; TNR - true negative rate ou especificidade; PSE - power spectrum entropy; PSP - power spectrum peak.

* - valor de $p < 0,05$; ** - valor de $p < 0,001$.

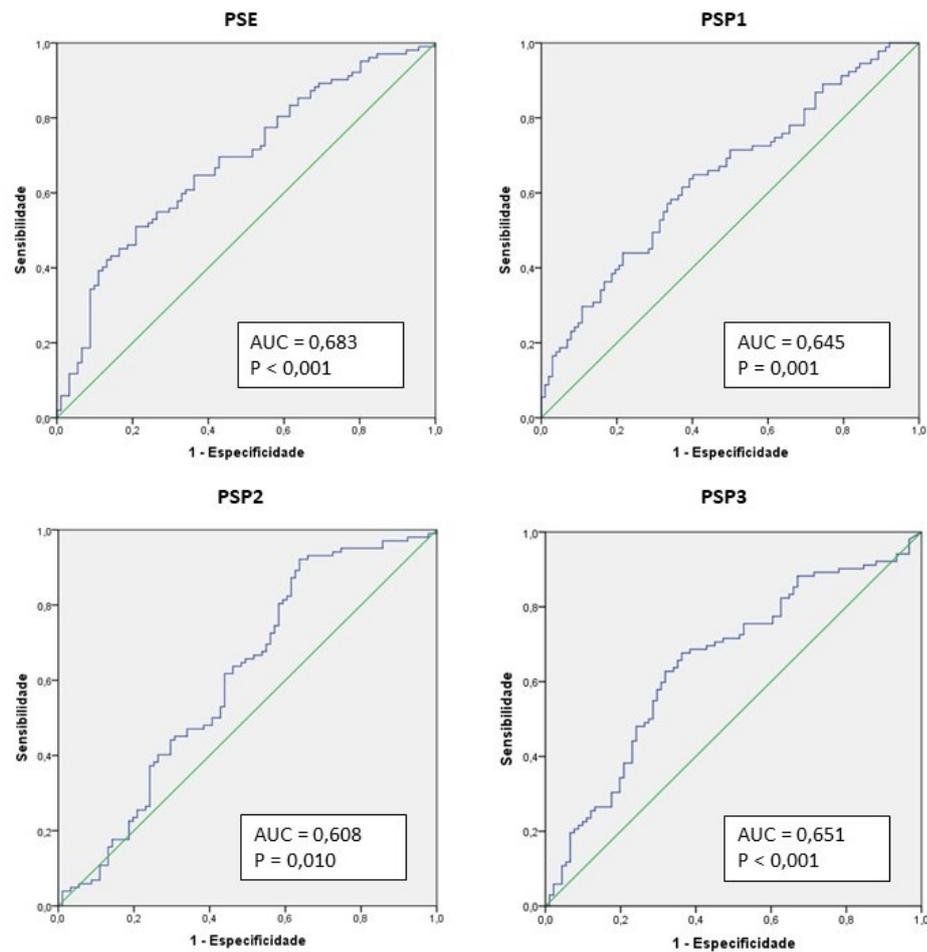


Figura 7: Curvas ROC das variáveis de entropia e amplitude do sinal (PSE, PSP1, PSP2 e PSP3) para a identificação de indivíduos em fragilização. Fonte: Elaboração da própria autora.

6 DISCUSSÃO

6.1 QUEDAS

Os principais resultados do estudo para identificação e classificação de caidores indicam que duas características de acelerometria foram associadas à condição de queda de acordo com a regressão logística corrigida pelos principais fatores de confusão: a entropia e a terceira maior amplitude do sinal (PSE e PSP3). Essas características têm efeito protetor na condição de caidor e estão inversamente associadas a essa condição, ou seja, quanto maior a entropia e a terceira amplitude fornecidas pelo sinal da acelerometria, menores são as chances de o indivíduo ser classificado como caidor (Tabela 4).

A variável PSE mede a complexidade dos sinais capturados. Assim como encontrado por Ponti et al. (2017), os valores de PSE foram maiores para os não caidores. De acordo com Dai et al. (2018), o valor de PSE é maior quando a distribuição de energia é mais uniforme no domínio da frequência, ou seja, o sinal é mais complexo; quando o valor é menor, o sinal é menos complexo. Deste modo, quando PSE atinge um valor maior, como que aconteceu com os não caidores comparado aos caidores (menor valor), sua energia pode ser caracterizada como invariável/uniforme.

Já para as variáveis de amplitude, nota-se que apenas a variável PSP3, referente a terceira amplitude do sinal estava relacionada a condição de caidor. É interessante notar que apenas essa variável, que está relacionada a frequência mais alta do sinal, apresentou tal resultado; as menores amplitudes, referentes às menores frequências, não foram capazes de diferenciar os grupos. PSPF e WPSP, ambas variáveis baseadas na frequência do sinal, não apresentaram resultado significativo neste estudo. De acordo com Ponti et al. (2017), os não caidores possuem segundo e terceiro harmônicos em maiores amplitudes e frequências, quando comparados aos caidores. Apesar dos autores terem encontrado bons resultados para as variáveis de frequência, a amostra do estudo foi pequena e controlada, composta por 36 sujeitos com 60 anos ou mais saudáveis e pareados em grupos de caidores e não caidores de acordo com seu histórico prévio de quedas. Além disso, as variáveis extraídas foram extraídas de teste funcional (TUG) e não de ambientes reais de AVD, como em nosso estudo.

Nossa hipótese é que, apesar da amplitude do sinal ser um fator importante para identificação de caidores, a frequência do sinal não varia significativamente nesta condição.

Ou seja, a frequência fundamental da marcha de um caidor e não caidor são parecidas, o que diverge entre os grupos é a amplitude do movimento.

Estudos anteriores do mesmo laboratório de pesquisa e que utilizaram uma metodologia de extração de características semelhante também identificaram resultados satisfatórios em relação à variável entropia para classificação de caidores. O primeiro estudo foi conduzido por Ponti et al. (2017), que obteve uma AUC de 0,737, uma sensibilidade de 0,78 e uma especificidade de 0,67 para classificar caidores e não caidores usando o recurso de entropia. Entretanto, como citado anteriormente, esse estudo foi realizado apenas com pessoas idosas, em uma amostra pequena e utilizando testes funcionais.

O segundo resultado positivo com o recurso de entropia foi obtido no estudo de Bet et al. (2021), onde foi observado que o recurso de entropia apresentou precisão de 0,70, sensibilidade de 0,71 e especificidade de 0,70. Este segundo estudo também mostrou resultados positivos para a variável PSP3 (terceira maior amplitude do sinal): acurácia de 0,75, sensibilidade de 0,81 e especificidade de 0,76. No entanto, esse resultado foi obtido com uma amostra de apenas 73 participantes e para dados prospectivos de queda de apenas 3 meses de acompanhamento. Além disso, os dados de ambos os estudos foram coletados por meio da realização de testes funcionais juntamente com o uso do acelerômetro e não durante as atividades da vida diária.

Para a análise de acurácia os melhores resultados obtidos neste estudo foram uma AUC ROC de 0,64 para o recurso de entropia (PSE) e sensibilidade de 82,98% para a primeira e terceira maior amplitude do sinal (PSP1 e PSP3, respectivamente). No entanto, o valor da especificidade para essas características foi considerado baixo (variando de 39% a 55%) (Tabela 5). De acordo com a literatura, é difícil encontrar um equilíbrio entre essas taxas (sensibilidade e especificidade) (HESS et al., 2012). Com nosso resultado, é observado uma maior probabilidade de resultados falso-positivos: sensibilidade maior que especificidade. No entanto, para quedas, é menos problemático para uma pessoa ser um falso positivo do que um falso negativo; ou seja, na prática clínica, se classificarmos uma pessoa como caidora e ela não cair (que é o que aconteceria se a especificidade for baixa) será menos problemático do que classificar uma pessoa caidora como não-caidor e ser um caidor (o que aconteceria se optássemos por ter especificidade maior que sensibilidade). Então, para esse objetivo específico, acreditamos que é melhor ter uma sensibilidade maior.

Uma de nossas principais contribuições foi usar parâmetros de atividades de vida diária para extrair dados de acelerômetros para identificar caidores. De acordo com uma revisão da literatura sobre métodos relacionados à identificação de quedas e caidores, a maioria dos ar-

tigos cujo objetivo é classificar os caidores retrospectivamente utiliza dados extraídos de um acelerômetro durante testes funcionais e não por meio de dados obtidos durante atividades de vida diária ($\approx 15\%$) (BET et al., 2019b). O único estudo mencionado na revisão que utilizou sinais de atividades da vida diária foi o de Brodie et al. (2015), que obteve resultados com AUC média de 0,84, precisão de 0,73, sensibilidade de 0,60 e uma especificidade de 0,82. No entanto, este estudo utilizou métodos diferentes do nosso: um acelerômetro com taxa de amostragem de apenas 50 Hz na altura do esterno, durante 8 semanas de monitoramento remoto de apenas 18 sujeitos.

Outros estudos como o de Caby et al. (2011) e de Hua et al. (2018) usaram aprendizado de máquina para classificar os caidores e identificaram excelentes resultados como sensibilidade muito próxima de 1 e especificidade maior que 0,8. No entanto, ambos os estudos utilizaram dados extraídos de acelerômetros com taxa de amostragem variando de 30 a 50 Hz, acoplados em locais diferentes dos usados em nosso estudo (como punho e tornozelo), durante testes funcionais e com uma amostra pequena (≤ 67). Outro resultado positivo foi encontrado por Chakraborty e Sorwar (2022) que, a fim de introduzir um novo método para identificar risco de quedas em pessoas idosas de maneira automática, utilizaram três abordagens baseadas em aprendizado de máquinas: a abordagem que não utilizou embaralhamento de dados e seleção de recursos teve o pior desempenho com uma acurácia de variando de 58% a 78%, a segunda abordagem, a qual usou embaralhamento de dados mas sem nenhuma seleção de recursos, teve resultados variando de 73% a 94% e a abordagem utilizando embaralhamento de dados e seleção de recursos teve o melhor resultado, 76% a 96%.

Em uma população de pessoas idosas caidoras e não caidoras com problemas neurológicos, a variação de acurácia, sensibilidade e especificidade é ainda maior. De acordo com os resultados do estudo de Rehman et al. (2020), a acurácia para essa população variou de 48% a 98%, a sensibilidade de 43% a 99% e a especificidade de 48% a 98%, dependendo do modelo de aprendizado de máquina utilizado. Apesar desta variação, os autores observaram que os caidores tendem a andar mais devagar, com passos mais curtos e com maior duração do passo.

Segundo Ferreira et al. (2022), os estudos para identificar o risco de quedas e caidores utilizam preferencialmente o aprendizado de máquina para fazer essa classificação. No entanto, existem algumas desvantagens em termos de desempenho e taxa de aprendizado a serem destacadas usando aprendizado de máquina, como *Decision Tree*, *Gradient Descent*, *Support Vector Machine*, *Bayesian Learning*, *Naïve Bayes*, *K Nearest Neighbor algorithm*, *K-Means Clustering Algorithm* (RAY, 2019). Este tipo de método depende muito da qualidade das variáveis ou características que recebe como entrada, bem como requer grandes conjuntos de dados. Sem

isso, é teoricamente difícil garantir a generalização dos modelos aprendidos para dados futuros (MELLO; PONTI, 2018). Assim, utilizar uma metodologia mais simples como a proposta em nosso estudo, que utiliza apenas extração de características e uma análise estatística mais simplificada das variáveis da acelerometria, pode ser de execução mais simples e ter melhor reprodutibilidade. Além disso, apesar de termos utilizado um equipamento da marca ActiGraph — considerado um equipamento de custo maior — para o monitoramento do movimento e captura de dados, nossa metodologia poderia ser implementada em qualquer tipo de equipamento de baixo custo que contenha um acelerômetro.

Outro resultado de nosso estudo que merece atenção foi a prevalência de quedas em nossa amostra, em torno de 12,4%, abaixo da encontrada na literatura brasileira e mundial. No Brasil, a prevalência de quedas é em torno de 27% (SIQUEIRA et al., 2011; FILHO et al., 2019), nos Estados Unidos, a prevalência é de 23% (JIA et al., 2019) e em nível global, de acordo com a OMS, a prevalência é de 33% (OMS, 2008). Este dado pode divergir pelo caráter da amostra de nosso estudo, onde foram investigadas as quedas numa população com média de idade (59 anos) menor do que nos outros estudos encontrados na literatura.

Ainda em relação aos resultados da comparação dos grupos caídores e não caídores, variáveis como sexo, estatura, gordura corporal (kg e %), diabetes, obesidade e sedentarismo foram significativamente diferentes entre os grupos (Tabela 2). Estes resultados corroboram com os encontrados na literatura, onde estimativas de quedas são significativamente maiores em mulheres do que em homens e em indivíduos sedentários (FILHO et al., 2019). Indivíduos obesos também relatam cair mais do que indivíduos com IMC considerado normal e com sobrepeso (HANDRIGAN et al., 2017) e a diabetes mellitus é um forte preditor de quedas na população idosa (YANG et al., 2016). Além destes fatores, de acordo com uma recente revisão as quedas na população brasileira também podem ser associadas a outros fatores que não foram observados em nosso estudo, como a incapacidade funcional, idade avançada, presença de comorbidades, ambiente domiciliar e renda (SOUSA et al., 2022).

6.2 FRAGILIDADE

Nossos principais resultados para classificação e identificação de indivíduos em fragilização apontam que as variáveis de entropia e amplitude do sinal foram associadas a fragilidade (Tabela 9). Estas características também foram capazes de identificar os frágeis com uma sensibilidade variando de 65 a 72 %. Apesar dos bons resultados para sensibilidade, a especificidade das variáveis não passou de 60%, sendo considerado um resultado abaixo do esperado e do encontrado na literatura. Além disso, nossos resultados de AUC ROC apontaram um valor \geq

0,61, apenas usando variáveis de acelerometria, sem combinação de outras variáveis em modelos preditivos (Tabela 10).

Assim como observado no estudo anterior, referente a quedas, os valores de PSE foram maiores para os não frágeis do que para os frágeis. Seguindo o mesmo princípio proposto por Dai et al. (2018), os não frágeis possuem uma distribuição de energia do sinal mais uniforme e invariável do que os frágeis, por isso possuem valores maiores de entropia. Este resultado corrobora com os encontrados no estudo de Vassimon-Barroso et al. (2017), no qual baixos valores de entropia foram encontrados em frágeis, entretanto em uma amostra composta apenas por pessoas idosas.

Todas as variáveis referentes às amplitudes do sinal (PSP1, PSP2 e PSP3) estavam relacionadas à condição de fragilidade, o contrário do observado para caidores, aos quais apenas a variável da menor amplitude estava associada. Ambas as variáveis baseadas na frequência do sinal, PSPF e WSP, também não apresentaram resultado significativo nesta condição. Nossa hipótese neste estudo é a mesma do estudo de quedas: a frequência fundamental da marcha de um indivíduo frágil e de um não frágil são parecidas, o que diverge entre os grupos é a amplitude desse movimento.

Baseado em parâmetros de desempenho da marcha derivados de atividade física diária sem supervisão, Kumar et al. (2020b) buscaram avaliar um algoritmo para discriminar os grupos de fragilidade. Características da marcha como tempo do passo e da passada, variabilidade da marcha no domínio da frequência e as medidas quantitativas da caminhada contínua foram significativamente diferentes entre os grupos não frágeis e pré-frágeis/frágeis. Na análise do modelo logístico foi identificado uma AUC de 0,84, sensibilidade de 76,8% e especificidade de 80% para discriminar frágeis/pré-frágeis dos não frágeis. Entretanto, apesar de capturar o sinal de marcha por 48 horas, os autores utilizaram um algoritmo de estratificação da marcha em segundos (20s, 30s, 40s, 50s e 60s), sendo que o melhor resultado foi identificado para a marcha de 60s.

Além da estratificação em momentos específicos da marcha, a combinação de variáveis derivadas da marcha com variáveis de caracterização como idade, sexo e problemas de saúde é muito comum na literatura. Um estudo utilizou dez modelos de rede Bayesiana para testar a capacidade de prever a fragilidade em pessoas idosas da comunidade. Os modelos preditores utilizaram variáveis como idade, sexo, estado civil, etnia, educação, renda, estilo de vida, multimorbidade, eventos da vida e ambiente familiar mas não utilizaram nenhuma variável derivada de sensores inerciais. Os autores consideraram o desempenho preditivo do modelo como satisfatório, pois todas as AUCs foram maiores que 0,70 (PLOEG et al., 2023). Já utilizando

parâmetros derivados da marcha em um modelo de rede neural artificial para avaliar a previsão de estágios de fragilidade, Rahemi et al. (2018) encontraram uma AUC entre 0,83 e 0,95. Apesar dos bons resultados, a extração de características da marcha neste estudo foi realizada durante uma única tarefa de caminhada e não no ambiente de vida diária.

O tempo da passada, a fase de apoio e a cadência (com AUC variando de 0,915 a 0,930) foram considerados por Apsaga et al. (2020) os parâmetros derivados da marcha durante o percurso de 4 metros no ritmo habitual mais sensíveis para separar os frágeis/pré-frágeis dos não-frágeis. O autor também observou que as AUCs identificadas foram melhores para discriminar pré-frágeis de não frágeis e frágeis de não frágeis do que pré-frágeis de frágeis, em uma amostra composta de pessoas idosas 28% de frágeis, 50% pré-frágeis e 22% não frágeis.

Entre uma série de variáveis cinemáticas extraídas durante o teste TUG, Galan-Mercant e Cuesta-Vargas (2015) identificaram que as variáveis que mais apresentaram precisão para discriminar frágeis de não-frágeis foram as derivadas do movimento de sentar e levantar, virar, permanecer em pé e sentar novamente. O mesmo foi identificado por Millor et al. (2017), cujos parâmetros cinemáticos do ciclo de sentar, levantar e sentar novamente durante o teste de caminhada de seis minutos e o teste de levantar da cadeira forneceram bons resultados para identificação de pré-frágeis (AUC de 0,938). Os autores observaram que quanto mais frágil o sujeito, mais amplo o movimento de virada e menores os picos máximos de aceleração e potência.

Apesar dos bons resultados demonstrados nos estudos citados acima, todos foram realizados com uma amostra de pessoas idosas (60 anos ou mais) e a maioria em ambientes controlados, durante testes específicos de caminhada ou circuitos pré-definidos, o que é um ponto fraco. A marcha humana é considerada uma biometria com dificuldade muito grande de ser disfarçada: só irá variar significativamente com extremo esforço e em algumas condições de saúde (SANEI; HASSANI, 2015). Deste modo, estudos que utilizem padrões de marcha de vida diária tendem a ser mais confiáveis, pois o usuário não irá disfarçar a maneira como caminha, ao contrário do que pode acontecer em um teste controlado. Além disso, de acordo com Rockwood et al. (2011), é cada vez mais necessário estudar sobre fragilidade em populações de adultos mais novas pois, apesar de aumentar a prevalência com a idade, ela ainda não é estudada nesta população mais jovens, deixando o risco associado menos claro. É sabido que a fragilidade muda ao longo do tempo e que a chance de recuperação diminui com a idade, por isso os achados provenientes do nosso estudo são importantes para a discussão científica de identificação de frágeis em populações de diversas idades e não somente de pessoas mais velhas.

Em relação aos resultados de prevalência de fragilidade, nossa amostra foi composta

por 4 (1,9%) indivíduos que atenderam o critério para fragilidade e 94 (45,2%) que preencheram os critérios de pré-fragilidade (Tabela 6). De acordo com um estudo de prevalência de fragilidade em pessoas com 50 anos ou mais em 62 países (incluindo o continente americano), a prevalência global estimada de fragilidade por meio da fragilidade física foi de 12% e de pré-fragilidade foi de 46%; já para a medida por meio do índice de fragilidade, a prevalência para fragilidade foi de 24% e de pré-fragilidade foi de 49%; e quando os dados de todas as medidas de fragilidade foram agrupados, a prevalência geral estimada de fragilidade foi de 17% e de pré-fragilidade foi de 45% (O'CAOIMH et al., 2021).

Estes dados apontam que, apesar da prevalência de pré-fragilidade ser semelhante à encontrada em nosso estudo, os resultados para prevalência de fragilidade são bem divergentes, possivelmente pela amostra ser composta por adultos mais novos e pelos 5 critérios de fragilidade terem sido coletados de uma maneira mais objetiva do que em outros estudos. Entretanto, nossos dados de prevalência foram semelhantes aos encontrados em um estudo com quase 500 mil pessoas maiores de 37 anos realizado no Reino Unido, onde a prevalência das três classificações em relação a fragilidade foi de: 3% frágeis, 38% pré-frágeis e 59% não frágeis (HANLON et al., 2018).

A prevalência de fragilidade no Brasil varia de 3,85 a 74,1% dependendo do instrumento utilizado (FABRÍCIO et al., 2022), sendo que a prevalência utilizando o fenótipo é mais baixa que as demais, em torno de 16%. Entre indivíduos com 50 anos ou mais a prevalência de fragilidade é de 9%, já entre pessoas idosas a prevalência é de 13,5% para aqueles com 60 anos ou mais e 16,2% para aqueles com 65 anos ou mais (ANDRADE et al., 2018). A pré-fragilidade possui uma prevalência em torno de 53% (MELO et al., 2020b). Além disso, a região de estudo interfere no resultado, sendo que na região sudeste a prevalência varia de 3,85 a 58% (FABRÍCIO et al., 2022). Utilizando o fenótipo, uma pesquisa brasileira encontrou a prevalência de 51,3% de pré-fragilidade e 11,7% de fragilidade em nossa população (GUEDES et al., 2020). Entretanto não foram encontradas pesquisas no nosso país que investiguem a prevalência de fragilidade em população mais jovens.

O componente do fenótipo de fragilidade mais prevalente em nossa amostra de estudo foi o baixo nível de atividade física, tendo 31,3% da amostra pontuado positivo para esse critério, seguido por exaustão (15,9%), lentidão (12,5%), diminuição da força (1,9%) e perda de peso (1,0%). Esses resultados variam ligeiramente dos encontrados em uma revisão sistemática e metanálise sobre prevalência de fragilidade na população brasileira, onde os componentes do fenótipo de Fried mais prevalentes são a fadiga e a lentidão, ambos com 32% de prevalência, seguidos por baixo nível de atividade física (27%), baixa força muscular (26%) e perda de

peso (17%) (MELO et al., 2020b). Entretanto, este resultado de prevalência é apenas de uma população de pessoas idosas. Numa amostra composta por pessoas maiores de 37 anos do Reino Unido a prevalência dos componentes foi de 15% para perda de peso, 13% diminuição da força muscular, 12% exaustão, 9% possuem baixo nível de atividade física e 8% lentidão, sendo que baixa força de preensão e ritmo de caminhada lento foram associados com aumento idade, e a exaustão e a perda de peso foram mais prevalentes em participantes mais jovens. (HANLON et al., 2018).

Ainda em relação aos componentes de fragilidade, embora a prevalência dos cinco seja diferente entre os grupos de homens e mulheres eles não foram diferentes estatisticamente: baixo nível de atividade física foi encontrado em 35,2% das mulheres e 23,2% dos homens, exaustão em 17,3% das mulheres e 13,0% dos homens, lentidão em 15,1% das mulheres e 7,2% dos homens, fraqueza em 1,4% das mulheres e 2,9% dos homens, perda de peso em 1,4% das mulheres e nenhum dos homens. Palomo et al. (2022) encontraram resultados semelhantes mas com diferença significativa entre os grupos, para fraqueza (mulheres: 21,4%, homens: 38,8%) e perda de peso (mulheres: 16,8%, homens: 7,5%). No entanto, para os critérios de lentidão (mulheres: 25,0%, homens: 17,5%), exaustão (mulheres: 30,9%, homens: 25,0%) e baixa atividade física (mulheres: 36,4% , homens: 33,8%) o mesmo não foi observado.

A prevalência dos cinco componentes do fenótipo de Fried e a prevalência de pré-fragilidade e fragilidade não aumentou com a idade em nosso estudo. Entretanto todos os 5 componentes foram observados com maior prevalência em indivíduos entre 45 e 59 anos (Tabela 6). Diferente do observado em nosso estudo, de acordo com Rockwood et al. (2011) a prevalência de fragilidade aumenta ao longo dos anos, sendo 2% em pessoas de 30 a 65 anos, 22,4% em pessoas idosas entre 65 e 85 anos e 43,7% em indivíduos com mais de 85 anos. Nos mais novos, de 18 a 65 anos, a prevalência de fragilidade varia de 3,9% a 63% (LOECKER et al., 2021). No geral a prevalência de fragilidade no Brasil em pessoas idosas não institucionalizadas (cerca de 24%) é maior no que em países desenvolvidos (MELO et al., 2020b), que possuem prevalência de 10% (MAJID et al., 2020). Além disso, estima-se que a prevalência global de fragilidade em pessoas com 50 anos ou mais seja de 17% e de pré-fragilidade seja 45% (O'CAOIMH et al., 2021).

Houve diferença na prevalência de fragilidade entre homens e mulheres, tendo sido as mulheres consideradas mais frágeis (prevalência de 53,3% para mulheres e 34,8% para homens). Dentre as mulheres, as maiores porcentagens dos critérios foram identificadas nas com idade entre 45 a 59 anos; já entre os homens, foi identificada maior porcentagem para baixo nível de atividade física naqueles com idade entre 30 e 44 anos. Ao contrário do que observado

em Melo et al. (2020b), onde a prevalência de fragilidade foi semelhante para mulheres (28%) e homens (25%), e por Palomo et al. (2022), que ao compararem a prevalência total de frágeis (mulheres: 21,4%, homens: 15,0%) e pré-frágeis (mulheres: 40,5%, homens: 48,8%) entre o grupo de homens e mulheres não observou diferença entre os grupos.

Variáveis como sexo, nível educacional, obesidade, sedentarismo, tabagismo, estatura, IMC, circunferência de cintura e quadril, gordura corporal (kg e %) e massa magra corporal (%) foram significativamente diferentes entre frágeis e não frágeis (Tabela 7). Na amostra de Hanlon et al. (2018), os frágeis foram predominantemente do sexo feminino, carentes socioeconomicamente, fumantes, obesos ou desnutridos. As análises de regressão deste estudo também foram ajustadas por idade, sexo, contagem de multimorbidade, status socioeconômico, índice de massa corporal, tabagismo e uso de álcool.

Limitações

As limitações de ambos os estudos são parecidas. Uma das principais limitações do estudo no geral é o seu caráter transversal, o que limita a caracterização do indivíduo em relação ao seu risco de quedas e fragilização apenas por conhecimento prévio. Futuras pesquisas de caráter prospectivo longitudinal que acompanhem o histórico do indivíduo por um período maior de tempo poderão evidenciar maiores relações entre os parâmetros da marcha e do movimento com as condições.

Outro ponto que pode ser destacado como limitação do estudo é a forma com que os sinais foram analisados, de forma completa, sem a segmentação desses dados. Alguns estudos têm buscado desenvolver algoritmos que capturem os principais momentos da marcha ao longo dos dias de acompanhamento. Esses algoritmos podem ser utilizados em estudos futuros e têm potencial para complementar a análise da identificação de indivíduos caidores e em fragilização. Além disso, não ter utilizado recursos de aprendizagem de máquinas mais complexos que regressão pode ser uma limitação e uma proposta para estudos futuros com estes dados. Estes métodos podem ser considerados adequados para prever estas condições em adultos e pessoas idosas, além de indicarem fatores úteis para incluir em avaliações de saúde com o intuito de identificá-las nesta população.

A adaptação do método de avaliação dos critérios de fragilidade é outro ponto a ser citado e pode ser listada como uma limitação do estudo. Apesar de ser uma prática muito utilizada na literatura, onde cerca de 90% dos estudos adotam essa abordagem, essas modificações na maneira de avaliar cada critérios do fenótipo de fragilidade (força de preensão, perda de peso, exaustão, velocidade de caminhada, atividade física) geram impactos importantes em sua classificação e capacidade preditiva (THEOU et al., 2015). Por último, embora tenha sido opção

do grupo de pesquisa em priorizar taxas maiores de sensibilidade, podemos citar a baixa especificidade encontrada em ambos os estudos, causando altas taxas de falsos positivos. Embora encontramos uma acurácia/especificidade mais baixa, nossos dados foram coletados em ambientes reais e não em laboratórios científicos.

Dificuldades encontradas na realização do estudo

Devido ao contexto de pandemia que estávamos vivenciando no Brasil e no mundo, algumas dificuldades foram encontradas durante a realização desta tese, implicando na necessidade de adaptações ao projeto como um todo. O projeto foi realizado entre os anos de 2019 e 2023, sendo que no primeiro ano de execução (2019) cursei as disciplinas obrigatórias, finalizei os últimos ajustes na escrita do projeto, o protocolo de fragilidade foi incluído ao EPIMOV, e as coletas de dados referente a fragilidade foram iniciadas — a referente de quedas já havia sido iniciada desde o início do EPIMOV, em 2013.

No ano seguinte, mais especificamente no dia 12 de março de 2020, a OMS declarou a pandemia da doença de coronavírus (COVID-19). Por ser uma doença de características respiratórias, o SARS-CoV-2 possui uma alta taxa de disseminação e transmissão. Deste modo, medidas como o isolamento social, uso de máscaras e a lavagem das mãos foram necessárias para conter o avanço da doença. Sendo assim, as coletas de dados do projeto foram interrompidas, sem previsão de retorno. A interrupção continuou até o começo do ano de 2022.

No início de 2022, o EPIMOV voltou a realizar coletas de dados, entretanto, por se tratar de um grupo de alto risco, nosso público alvo inicial, pessoas com 50 anos ou mais, não estavam aceitando participar das avaliações por medo de contaminação. Neste ponto, tivemos que tomar uma decisão em relação ao rumo do estudo. Até este ponto, tínhamos um grande número de pessoas avaliadas em relação as quedas, mas um número muito pequeno em relação a fragilidade (≈ 50 pessoas). Decidimos permanecer com o a amostra referente a quedas de pessoas com 50 anos ou mais, mas devido as circunstâncias tivemos que alterar os critérios iniciais propostos para fragilidade.

Deste modo, buscamos na literatura embasamento para alterar o modo de avaliação dos 5 critérios do fenótipo de Fried e diminuir o critério de idade da amostra, para 30 anos ou mais. Ambas as decisões foram tomadas apoiadas na literatura e experiências de estudos anteriores. Após a decisão, no final de 2022, realizamos a seleção amostral de fragilidade, análise de dados, escrita dos resultados e discussão. Apenas no dia 5 de maio de 2023, no último ano de realização deste projeto e mais de três anos após o início da pandemia, a OMS declarou fim da emergência global de saúde pública referente à COVID-19. Apesar da necessidade de adequar os critérios, o EPIMOV ainda pretende continuar as coletas dos 5 critérios de Fried conforme proposto pela

autora para estudos futuros.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

As características de entropia, amplitude e frequência do sinal extraídas do sensor de aceleração durante a realização de 7 dias de atividade de vida diária foram capazes de discriminar e identificar, com boa acurácia e sensibilidade, caidores de não caidores e frágeis de não frágeis. Para identificação de caidores, nossos principais resultados indicam que os melhores recursos para a classificação de caidores e não caidores foram um AUC ROC de 0,64 para o recurso de entropia e sensibilidade de 82,98% para os recursos da primeira e terceira maior amplitude dos sinais. No entanto, o valor de especificidade para essas características foi considerado baixo, o que indica a necessidade de novas investigações. Para a análise de regressão logística, os resultados mostram que duas características da acelerometria (entropia e a terceira maior amplitude do sinal) foram associadas à condição de queda.

Resultado semelhante foi encontrado no estudo de identificação e classificação de frágeis no qual os principais resultados apontam que as variáveis de entropia e amplitude do sinal foram associadas a fragilidade mesmo após o controle pelas principais variáveis de confusão. Estas características ainda foram capazes de identificar os frágeis com uma sensibilidade variando de 65 a 72 %. Apesar dos bons resultados para sensibilidade, a especificidade das variáveis não passou de 60%, sendo considerado um resultado abaixo do esperado e do encontrado na literatura. Além disso, nossos resultados de AUC ROC apontaram um valor $\geq 0,61$, apenas usando variáveis de acelerometria, sem combinação de outra variáveis em modelos preditivos.

Além desses resultados, foi proposta uma nota de corte para essas características a fim de identificar a condição de caidor e frágil, sendo uma alternativa mais objetiva aos testes utilizados para a classificação. Outro ponto importante foi a investigação de tais condições em populações mais jovens, o que ainda é pouco estudado na literatura, possibilitando identificar o risco associado de maneira precoce aumentando a chance de recuperação.

Os testes funcionais associados ao acelerômetro em ambientes controlados já tem demonstrando resultados importantes na literatura mas ter dados, protocolos e notas de cortes para o mundo real pode trazer um leque maior de oportunidades pois cada vez mais os sensores estão sendo incorporados em dispositivos vestíveis que a população utiliza no seu dia a dia (como *smartwatch*). O *big data* gerado devido a este uso poderia ser utilizado de maneira

clínica pra acompanhar as condições de saúde destes usuários. Algumas empresas de tecnologia já prometem realizar o rastreamento de condições de saúde por meio de sensores mas com base em normativas criadas com dados validados em laboratórios e não com dados baseados em vida real do indivíduo. Embora encontramos uma acurácia/especificidade mais baixa nossos dados tem valor por serem coletados em ambientes de vida real e não de laboratórios.

Se adaptado para a prática clínica e uso diário, esses sensores e notas de corte podem contribuir para triagem e monitoramento contínuo dessas condições. Deste modo, os resultados dessa pesquisa podem embasar a criação de um aplicativo que realize monitoramento do movimento do indivíduo através do acelerômetro contido no próprio *smartphone* ou *smartwatch*, faça a extração dos parâmetros de entropia, amplitude e frequência do sinal gerado e classifique o indivíduo de maneira automática como caidor e não caidor ou frágil e não frágil. Esta tecnologia poderia auxiliar os profissionais de diversas áreas e níveis de atenção, principalmente no planejamento de atividades que visem a prevenção ou agravamento destas condições.

Em linhas gerais, os sensores vestíveis podem ser uma alternativa para avaliação, classificação e identificação de síndromes geriátricas, sendo uma opção de ferramenta tecnológica de menor custo e fácil acesso para tal função. Entretanto, ainda há diversos desafios para estes dispositivos serem soluções que sejam de fato implementadas por equipes e profissionais de saúde, como necessidade de equipamentos que sejam eficientes, rápidos e façam a identificação e classificação de maneira automática. Trabalhos futuros, além de investigarem a implementação e a viabilidade destes dispositivos na prática clínica, devem explorar o uso de outros sensores adicionais e novas metodologias de processamento e análise destas dados, além de técnicas e métodos de aprendizado de máquina para criar modelos treinados com variáveis e características derivadas de diferentes fontes de dados.

8 TRAJETÓRIA ACADÊMICA E TÉCNICO-CIENTÍFICA

8.1 ATIVIDADES DE PESQUISA

8.1.1 PARTICIPAÇÃO DE PROJETO DE PESQUISA

Participação no projeto de pesquisa “Aprendendo características de conteúdo visual sob condições de supervisão limitada utilizando múltiplos domínios” (Processo FAPESP 18/22482-0), sob coordenação do Prof. Dr. Moacir Antonelli Ponti. Período de vigência: 2019 a 2021.

Participação no projeto de pesquisa “*Timed Up and Go*: segundos ou aceleração para medir risco de quedas em idosos saudáveis?” (Financiado pelo CNPq) do Laboratório de Pesquisa em Tecnologias Assistivas para Moradia e Independência no Envelhecimento Saudável (L-TAMIE), sob coordenação do Profa. Dra. Paula Costa Castro. Período de vigência: 2019 a 2020.

Participação no projeto de pesquisa “Acurácia do *Timed Up and Go* e suas variações para triagem do risco de quedas em idosos ativos e saudáveis residentes na comunidade” (Financiado pelo CNPq) do Laboratório de Pesquisa em Tecnologias Assistivas para Moradia e Independência no Envelhecimento Saudável (L-TAMIE), sob coordenação do Profa. Dra. Paula Costa Castro. Período de vigência: 2020 a 2021.

Participação no projeto de pesquisa “ESTRATÉGIAS UTILIZADAS EM ILPIs PARA SUBSTITUIR AS VISITAS PRESENCIAIS DURANTE O ISOLAMENTO SOCIAL” (Processo FAPESP 21/07051-6) do Laboratório de Pesquisa em Tecnologias Assistivas para Moradia e Independência no Envelhecimento Saudável (L-TAMIE), sob coordenação do Profa. Dra. Paula Costa Castro. Período de vigência: 2021 a 2023.

8.1.2 ARTIGOS PUBLICADOS

BET, P.; CASTRO, P. C.; PONTI, M. A. Fall detection and fall risk assessment in older person using wearable sensors: a systematic review. *INTERNATIONAL JOURNAL OF MEDICAL INFORMATICS*, v. 130, p. 103946, 2019.

BET, P.; CASTRO, P. C.; CHAGAS, M. H. N.; PONTI, M. A. Accelerometry data analysis for identification of fallers using the six-minute walk test. *BIOMEDICAL PHYSICS ENGINEERING EXPRESS*, v. 5, p. e065007, 2019.

CASTRO, P. C.; ROMANO, L. B.; FROHLICH, D.; LORENZI, L. J.; CAMPOS, L. B.; PAIXAO, A.; DEUTEKOM, M.; **BET, P.**; KROSE, B.; DOURADO, V. Z.; GOMES, G. A. O. Tailoring digital apps to support active ageing in a low income community. *PLoS One*, v. 15, p. e0242192, 2020.

BET, P.; CASTRO, P. C.; PONTI, M. A. Foreseeing future falls with accelerometer features in active community-dwelling older persons with no recent history of falls. *EXPERIMENTAL GERONTOLOGY*, v. 143, p. 111139, 2021.

CHIUDO, M. M.; **BET, P.**; COSTA, G. F.; SIMÕES, M. S. M. P.; PONTI, M. A.; DOURADO, V. Z.; CASTRO, P. C. Mapping features and patterns of accelerometry data on human movement in different age groups and associated health problems: A cross-sectional study. *EXPERIMENTAL GERONTOLOGY*, v. 168C, p. 111949, 2022.

8.1.3 LIVROS PUBLICADOS

CACHIONI, M.; FLAUZINO, K. L.; **BET, P.** Gerontologia educacional: manual de boas práticas. 1. ed. Campinas: Alínea, 2023. 138p.

8.1.4 RESUMOS EXPANDIDOS PUBLICADOS EM ANAIS DE EVENTOS

BRISIGHELLO, L. C. F.; **BET, P.**; CASTRO, P. C. Tecnologias utilizadas em ILPIs durante a pandemia de Covid-19. In: IV Congresso Brasileiro de Gerontecnologia (CBGTec 2022), 2022, São Carlos. Anais do CBGTec 2022, 2022. v. 19. p. 110-112.

COSTA, G. F.; LORENZI, L. J.; **BET, P.**; CASTRO, P. C. Reconhecimento de condições de saúde por meio de sinais de sensores inerciais: resultados parciais de uma revisão de escopo. In: Congresso Brasileiro de Gerontecnologia, 2022, Online. Anais do(a) Congresso Brasileiro de Gerontecnologia. Recife: Even3, 2022. v. 19.

CASTRO, P. C.; CACHIONI, M.; SILVA, K. V.; BRISIGHELLO, L.; **BET, P.**; PEDRO, W. J. A.; RAYMUNDO, T. M.; MEDOLA, F. O.; DOLL, J. Conteúdos e ementas de disciplinas em Gerontecnologia na pós-graduação brasileira. In: IV Congresso Brasileiro de Gerontecnologia (CBGTec 2022), 2022, São Carlos. Anais do CBGTec 2022, 2022. v. 19. p. 28-31.

8.1.5 RESUMOS PUBLICADOS EM ANAIS DE EVENTOS

BET, P.; CHIUDO, M. M.; COSTA, G. F.; PONTI, M. A.; SIMOES, M. S. M. P.; DOURADO, V. Z.; CASTRO, P. C. Influence of cardiovascular risk, hypertension and diabetes in accele-

rometry features. In: 13th World Conference of Gerontechnology, 2022, Daegu. Conference Issue Abstracts of the 13th World Conference of Gerontechnology, 2022. v. 21. p. 684-684.

LORENZI, L. J.; ALVAREZ, P. A. R.; **BET, P.**; CASTRO, P. C. Digital engagement and quality of life of participants at a University of the Third Age. In: 13th World Conference of Gerontechnology, 2022, Daegu. Conference Issues Abstracts of the 13th World Conference of Gerontechnology, 2022. v. 21. p. 567-567.

CASTRO, P. C.; CHIUDO, M. M.; **BET, P.**; PONTI, M. A.; SIMOES, M. S. M. P.; DOURADO, V. Z. Influence of gender on accelerometry patterns. In: 13th World Conference of Gerontechnology, 2022, Daegu. Conference Issue Abstracts of the 13th World Conference of Gerontechnology, 2022. v. 21. p. 569-569.

BET, P.; COSTA, G. F.; PONTI, M. A.; CASTRO, P. C. VALIDADE CONVERGENTE ENTRE O TESTE TIMED UP AND GO (TUG) E VARIÁVEIS DE ACELEROMETRIA. In: XXII Congresso Brasileiro de Geriatria e Gerontologia, 2021, São Paulo. Resumos Aprovados, 2021. p. 1036.

BET, P.; COSTA, G. F.; PONTI, M. A.; CASTRO, P. C. Who will fall in the next three months? Screening fall risk in healthy older persons. In: ISG's 12th World Conference of Gerontechnology, 2020, Trondheim. Gerontechnology Journal Vol. 19, supplement, 2020. v. 19. p. 1-1.

COSTA, G. F.; **BET, P.**; SANTOS, M. H.; PONTI, M. A.; CASTRO, P. C. RASTREIO DE RISCO DE QUEDAS E IDOSOS CAIDORES COM USO DE SENSORES INERCIAIS DE BAIXO CUSTO. In: III Congresso Brasileiro de Gerontecnologia, 2019, São Paulo. Anais do III Congresso Brasileiro de Gerontecnologia, 2019. p. 25-25.

8.1.6 APRESENTAÇÕES DE TRABALHO

COSTA, G. F.; LORENZI, L. J.; **BET, P.**; CASTRO, P. C. Reconhecimento de condições de saúde por meio de sinais de sensores inerciais: uma revisão de escopo. 2023.

BRISIGHELLO, L. C. F.; **BET, P.**; CASTRO, P. C. STRATEGIES USED IN LONG-TERM CARE SETTINGS IN BRAZIL TO REPLACE FACE-TO-FACE VISITS DURING THE COVID-19 PANDEMIC. 2022.

BET, P.; COSTA, G. F.; PONTI, M. A.; CASTRO, P. C. VALIDADE CONVERGENTE ENTRE O TESTE TIMED UP AND GO (TUG) E VARIÁVEIS DE ACELEROMETRIA. 2021.

CASTRO, P. C.; COSTA, G. F.; **BET, P.** TIMED UP AND GO: SEGUNDOS OU ACELER-

ACÇÃO PARA MEDIR RISCO DE QUEDAS EM IDOSOS SAUDÁVEIS?. 2021.

BET, P.; COSTA, G. F.; PONTI, M. A.; CASTRO, P. C. Who will fall in the next three months? Screening fall risk in healthy older persons. In: ISG's 12th World Conference of Gerontechnology. 2020.

COSTA, G. F.; BET, P.; CHAGAS, M. H. N.; PONTI, M. A.; CASTRO, P. C. RASTREIO DE RISCO DE QUEDAS E IDOSOS CAIDORES COM USO DE SENSORES INERCIAIS DE BAIXO CUSTO. 2019.

8.2 ATIVIDADES DE ENSINO

8.2.1 ATIVIDADES DE EXPERIÊNCIA DOCENTE

Participação no Programa de Aperfeiçoamento de Ensino, realizando Etapa de Preparação Pedagógica no 2º semestre de 2020, modalidade Disciplina, na Escola de Engenharia de São Carlos e o Estágio Supervisionado em Docência, com carga horária total de 120 horas - atividade, de Julho à Novembro de 2021, tendo desenvolvido atividades didáticas junto a disciplina ACH3037 - Gerontologia Educacional do Departamento de Artes, Ciências e Humanidades, da Escola de Artes, Ciências e Humanidades (EACH-USP), aos alunos de graduação, sob supervisão da Profa. Dra. Meire Cachioni.

Participação como Tutora no Ensino Não Presencial Emergencial em 2020 na disciplina 560529 - Pesquisa em Gerontologia 3, ofertada pelo Departamento de Gerontologia da Universidade Federal de São Carlos (DGero - UFSCar), sob supervisão da Profa. Dra. Paula Costa Castro.

Participação como Tutora no Ensino Não Presencial Emergencial em 2020 na disciplina 560731 - Monografia de Conclusão de Curso: Pesquisa 5, ofertada pelo Departamento de Gerontologia da Universidade Federal de São Carlos (DGero - UFSCar), sob supervisão da Profa. Dra. Paula Costa Castro.

8.2.2 ATIVIDADES DE COORIENTAÇÃO

Coorientação da aluna Luana Camargo Ferreira Brisighello, que desenvolveu o projeto “Estratégias utilizadas em instituições de longa permanência para idosos para substituir as visitas presenciais durante o isolamento social da pandemia de COVID-19: um estudo exploratório”, sob orientação de Paula Castro, com bolsa FAPESP (processo 21/07051-6), no período de 01/09/2021 a 30/04/2023.

Coorientação da aluna Giovana Fondato Costa, que desenvolveu o projeto “Acurácia do *Timed Up and Go* e suas variações para triagem do risco de quedas em idosos ativos e saudáveis residentes na comunidade”, sob orientação de Paula Castro, com bolsa PIBIC, pelo Edital 001/2020 da Pró-Reitoria de Pesquisa (ProPq) da Universidade Federal de São Carlos (UFS-Car), no período de 01/09/2020 a 31/08/2021.

Coorientação da aluna Giovana Fondato Costa, que desenvolveu o projeto “*Timed Up and Go*: segundos ou aceleração para medir risco de quedas em idosos saudáveis?”, sob orientação de Paula Costa Castro, com bolsa PIBIC, pelo Edital 001/2019 da Pró-Reitoria de Pesquisa (ProPq) da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), no período de 01/08/2019 a 31/08/2020.

8.3 OUTRAS ATIVIDADES DESENVOLVIDAS

8.3.1 PARTICIPAÇÃO EM BANCA DE TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

Participação em banca de Gabriel Soares de Olinda Aprobato. CARACTERÍSTICAS DE PROGRAMAS DE PEER LEADER PARA IDOSOS: UMA REVISÃO DE ESCOPO. 2023. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Gerontologia) - Universidade Federal de São Carlos.

Participação em banca de SARA KADO MATEUS. CAPACIDADE INTRÍNSECA E PARTICIPAÇÃO SOCIAL NO PERÍODO PRÉ E APÓS O RETORNO DAS ATIVIDADES DEVIDO À PANDEMIA DA COVID-19 EM UMA UNIVERSIDADE DA TERCEIRA IDADE. 2023. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Gerontologia) - Universidade Federal de São Carlos.

Participação em banca de Beatriz Alonso Pereira. A importância da inclusão digital na telemedicina: o usuário 60+ em foco. 2021. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Gerontologia) - Escola de Artes, Ciências e Humanidades da Universidade de São Paulo.

8.3.2 PARTICIPAÇÃO EM BANCA DE CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO

Participação em banca de Amanda Alves Fernandes. Otimização de Novas Ferramentas que Incentivam a Prática de Exercícios a Longo Prazo em Indivíduos com DLCI. 2019. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO INTERDISCIPLINAR EM DOR) - Universidade Federal de São Carlos.

Participação em banca de Esteferson Siqueira. Revisão: Prescrição de exercícios e Avaliação funcional de fatores de risco nas comorbidades Crônica. 2019. Monografia (Aperfeiçoamento/Especialização em CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO INTERDISCIPLINAR EM DOR) - Univer-

cidade Federal de São Carlos.

8.3.3 PARTICIPAÇÃO COMO COMISSÃO JULGADORA

Avaliadora dos trabalhos científicos do III Congresso Brasileiro de Gerontecnologia. 2019. Sociedade Brasileira de Gerontecnologia.

Avaliadora dos trabalhos científicos do I Congresso Paulista de Ciência e Tecnologia Aplicadas à Gerontologia. 2018. Universidade Federal de São Carlos.

Avaliadora dos trabalhos científicos da VII Semana de Pesquisa em Gerontologia. 2018. Universidade Federal de São Carlos.

Avaliadora dos trabalhos científicos da VI Semana de Pesquisa em Gerontologia. 2017. Universidade Federal de São Carlos.

8.3.4 PARTICIPAÇÃO EM PALESTRAS

Cair de maduro é só pra fruta: a importância da prevenção de quedas na população idosa. 2019.

8.3.5 ORGANIZAÇÃO DE EVENTOS

IV Congresso Brasileiro de Gerontecnologia. 2022.

8.3.6 PARTICIPAÇÃO COMO REVISOR DE PERIÓDICOS

Revisora do periódico “*Bio-Algorithms and Med-Systems*”

Revisora do periódico “*IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*”

Revisora do periódico “*JOURNAL OF CLINICAL INTERVENTIONS IN AGING*”

Revisora do periódico “*Risk Management and Healthcare Policy*”

Revisora do periódico “*BMC Geriatrics*”

8.4 PREMIAÇÕES RECEBIDAS

Menção Honrosa ao trabalho intitulado “Tecnologias utilizadas em ILPIs durante a pandemia de COVID-19: Estratégias de visitação durante o isolamento social” apresentado no IV Congresso Brasileiro de G, Sociedade Brasileira de Gerontecnologia.

Menção Honrosa ao trabalho intitulado "Rastreamento de risco de quedas e idosos caídores com uso de sensores inerciais de baixo custo", apresentado no III Congresso Brasileiro de Gerontecnologia, Sociedade Brasileira de Gerontecnologia.

8.4.1 PARTICIPAÇÃO EM EVENTOS

Participação no Seminário Aprendizagem ao Longo da Vida Sênior: Vivendo e Aprendendo @tivamente. 2023.

Participação no IV Congresso Digital de Nanobiotecnologia e Bioengenharia (IV CDNB). 2023.

Participação no *13th World Conference of Gerontechnology*. 2022.

Participação no IV Congresso Brasileiro de Gerontecnologia. 2022.

Participação no XXII Congresso Brasileiro de Geriatria e Gerontologia. 2021.

Participação no III Congresso Brasileiro de Gerontecnologia. 2019.

Participação no *Innovation in Ageing Research: Ageing through an environmental lens*. 2019.

Participação na I Roda de Conversa do PPGGERO. 2019.

8.4.2 PARTICIPAÇÃO EM CURSOS

Participação no curso "*Programming for Everybody (Getting Started with Python)*" - Coursera. *University of Michigan*, UMICH, Estados Unidos, 2020 (online).

Participação no curso "*Introduction to Data Science in Python*" - Coursera. *University of Michigan*, UMICH, Estados Unidos, 2019 (online).

Participação no Workshop de Atualização em Gerontecnologia no III Congresso Brasileiro de Gerontecnologia. 2019.

8.5 LINK DO CURRÍCULO EM PLATAFORMAS OFICIAIS

Currículo Lattes: <http://lattes.cnpq.br/0256435348164751>

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8905-8679>

ResearchGate: <https://www.researchgate.net/profile/Patricia-Bet>

Google Scholar: <https://scholar.google.com.br/citations?user=Fy3kbrQAAAAJhl=pt-PT>

REFERÊNCIAS

- ABREU, D. R. d. O. M. et al. Internação e mortalidade por quedas em idosos no brasil: análise de tendência. **Ciencia & saude coletiva**, SciELO Public Health, v. 23, p. 1131–1141, 2018.
- AGUIRRE, A. et al. Uma introdução à análise espectral de séries temporais econômicas. **Nova Economia**, Economics Department, Universidade Federal de Minas Gerais (Brazil), v. 5, n. 1, p. 41–60, 1995.
- ALAQTASH, M. et al. Application of wearable sensors for human gait analysis using fuzzy computational algorithm. **Engineering Applications of Artificial Intelligence**, Elsevier, v. 24, n. 6, p. 1018–1025, 2011.
- ALKHATIB, R. et al. Task-specific gait analysis: Faller versus non-faller comparative study. **Journal of Computer and Communications**, Scientific Research Publishing, v. 6, n. 1, p. 81–91, 2017.
- ANDRADE, J. M. et al. Frailty profile in brazilian older adults: Elsi-brazil. **Revista de saude publica**, SciELO Brasil, v. 52, 2018.
- ANPALAHAN, M.; GIBSON, S. Geriatric syndromes as predictors of adverse outcomes of hospitalization. **Internal medicine journal**, Wiley Online Library, v. 38, n. 1, p. 16–23, 2008.
- APSEGA, A. et al. Wearable sensors technology as a tool for discriminating frailty levels during instrumented gait analysis. **Applied Sciences**, MDPI, v. 10, n. 23, p. 8451, 2020.
- AYALA, A.-E. G. Grandes síndromes geriátricas. **Farmacia profesional**, v. 19, n. 6, 2005.
- BANDEEN-ROCHE, K. et al. Frailty in older adults: a nationally representative profile in the united states. **The Journals of Gerontology: Series A**, Oxford University Press, v. 70, n. 11, p. 1427–1434, 2015.
- BANDEEN-ROCHE, K. et al. Phenotype of frailty: characterization in the women’s health and aging studies. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, Oxford University Press, v. 61, n. 3, p. 262–266, 2006.
- BARRETO, M. da S.; CARREIRA, L.; MARCON, S. S. Envelhecimento populacional e doenças crônicas: Reflexões sobre os desafios para o sistema de saúde pública. **Revista Kairós: Gerontologia**, v. 18, n. 1, p. 325–339, 2015.
- BARROS, I. F. O. de et al. Internações hospitalares por quedas em idosos brasileiros e os custos correspondentes no âmbito do sistema único de saúde. **Revista Kairós: Gerontologia**, v. 18, n. 4, p. 63–80, 2015.
- BARTH, J. et al. Biometric and mobile gait analysis for early diagnosis and therapy monitoring in parkinson’s disease. In: IEEE. **2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**. [S.l.], 2011. p. 868–871.

- BERCHER, J.-F.; VIGNAT, C. Estimating the entropy of a signal with applications. **IEEE transactions on signal processing**, IEEE, v. 48, n. 6, p. 1687–1694, 2000.
- BERG, K. O. et al. Measuring balance in the elderly: validation of an instrument. **Canadian journal of public health= Revue canadienne de sante publique**, v. 83, p. S7–11, 1992.
- BERG, W. P. et al. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. **Age and ageing**, Oxford University Press, v. 26, n. 4, p. 261–268, 1997.
- BET, P. et al. Accelerometry data analysis for identification of fallers using the six-minute walk test. **Biomedical Physics & Engineering Express**, IOP Publishing, v. 5, n. 6, p. 065007, 2019.
- BET, P.; CASTRO, P. C.; PONTI, M. A. Fall detection and fall risk assessment in older person using wearable sensors: a systematic review. **International journal of medical informatics**, Elsevier, 2019.
- BET, P.; CASTRO, P. C.; PONTI, M. A. Foreseeing future falls with accelerometer features in active community-dwelling older persons with no recent history of falls. **Experimental gerontology**, Elsevier, v. 143, p. 111139, 2021.
- BET, P. et al. Identification of fallers on gait accelerometer data. **Gerontechnology**, v. 15, n. suppl, p. 103s, 2016.
- BIDABADI, S. S. et al. Classification of foot drop gait characteristic due to lumbar radiculopathy using machine learning algorithms. **Gait & posture**, Elsevier, v. 71, p. 234–240, 2019.
- BJERK, M. et al. Associations between health-related quality of life, physical function and fear of falling in older fallers receiving home care. **BMC geriatrics**, BioMed Central, v. 18, n. 1, p. 1–8, 2018.
- BLEIJENBERG, N.; WIT, N. de. Strategies to prevent frailty: The power of early detection and training of professionals. **Innovation in Aging**, Oxford University Press US, v. 3, n. Supplement_1, p. S46–S46, 2019.
- BOILEAU, R. A. **Advances in body composition assessment**. [S.l.]: SciELO Public Health, 1993.
- BOUTAAYAMOU, M. et al. Development and validation of an accelerometer-based method for quantifying gait events. **Medical engineering & physics**, Elsevier, v. 37, n. 2, p. 226–232, 2015.
- BRASIL. Painel de casos de doença pelo coronavírus 2019 (covid-19) no brasil pelo ministério da saúde. p. 1, 2023.
- BRITO, M. d. C. C. et al. Envelhecimento populacional e os desafios para a saúde pública: análise da produção científica. **Revista Kairós: Gerontologia**, v. 16, n. 2, p. 161–178, 2013.
- BRODIE, M. A. et al. Eight-week remote monitoring using a freely worn device reveals unstable gait patterns in older fallers. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, IEEE, v. 62, n. 11, p. 2588–2594, 2015.
- BUSA, M. A.; EMMERIK, R. E. van. Multiscale entropy: A tool for understanding the complexity of postural control. **Journal of Sport and Health Science**, Elsevier, v. 5, n. 1, p. 44–51, 2016.

- CABY, B. et al. Feature extraction and selection for objective gait analysis and fall risk assessment by accelerometry. **Biomedical engineering online**, BioMed Central, v. 10, n. 1, p. 1, 2011.
- CANEVELLI, M.; CESARI, M.; KAN, G. A. van. Frailty and cognitive decline: how do they relate? **Current Opinion in Clinical Nutrition & Metabolic Care**, LWW, v. 18, n. 1, p. 43–50, 2015.
- CARLSON, C.; MEREL, S. E.; YUKAWA, M. Geriatric syndromes and geriatric assessment for the generalist. **Medical Clinics**, Elsevier, v. 99, n. 2, p. 263–279, 2015.
- CARNEIRO, J. A. et al. Falls among the non-institutionalized elderly in northern minas gerais, brazil: prevalence and associated factors. **Revista brasileira de geriatria e gerontologia**, SciELO Brasil, v. 19, n. 4, p. 613–625, 2016.
- CASTRO, L. A. et al. Behavioral data gathering for assessing functional status and health in older adults using mobile phones. **Personal and Ubiquitous Computing**, Springer, v. 19, n. 2, p. 379–391, 2015.
- CERMAK, N. M. et al. Protein supplementation augments the adaptive response of skeletal muscle to resistance-type exercise training: a meta-analysis. **The American journal of clinical nutrition**, Oxford University Press, v. 96, n. 6, p. 1454–1464, 2012.
- CHAKRABORTY, P. R.; SORWAR, G. A machine learning approach to identify fall risk for older adults. **Smart Health**, Elsevier, v. 26, p. 100303, 2022.
- CHAUDHURI, S.; THOMPSON, H.; DEMIRIS, G. Fall detection devices and their use with older adults: a systematic review. **Journal of geriatric physical therapy (2001)**, NIH Public Access, v. 37, n. 4, p. 178, 2014.
- CHEN, C.-Y. et al. The prevalence of subjective frailty and factors associated with frailty in taiwan. **Archives of gerontology and geriatrics**, Elsevier, v. 50, p. S43–S47, 2010.
- CHENG, P. et al. Unintentional falls mortality in china, 2006-2016. **Journal of global health**, International Society for Global Health, v. 9, n. 1, 2019.
- CHEUNG, J. T. et al. Geriatric syndromes, multimorbidity, and disability overlap and increase healthcare use among older chinese. **BMC geriatrics**, Springer, v. 18, n. 1, p. 147, 2018.
- CHILD, S. et al. Factors influencing the implementation of fall-prevention programmes: a systematic review and synthesis of qualitative studies. **Implementation science**, Springer, v. 7, n. 1, p. 1–14, 2012.
- CHOU, W. C. et al. Perceptions of physicians on the barriers and facilitators to integrating fall risk evaluation and management into practice. **Journal of general internal medicine**, Springer, v. 21, n. 2, p. 117–122, 2006.
- CIOTTI, M. et al. The covid-19 pandemic. **Critical reviews in clinical laboratory sciences**, Taylor & Francis, v. 57, n. 6, p. 365–388, 2020.
- COLLARD, R. M. et al. Prevalence of frailty in community-dwelling older persons: a systematic review. **Journal of the american geriatrics society**, Wiley Online Library, v. 60, n. 8, p. 1487–1492, 2012.

- CONDON, J. J.; RANSOM, S. M. **Essential radio astronomy**. [S.l.]: Princeton University Press, 2016.
- CONNOR, P.; ROSS, A. Biometric recognition by gait: A survey of modalities and features. **Computer Vision and Image Understanding**, Elsevier, v. 167, p. 1–27, 2018.
- COSTA, E. F. d. A.; PORTO, C. C.; SOARES, A. T. Envelhecimento populacional brasileiro e o aprendizado de geriatria e gerontologia. Universidade Federal de Goiás, 2003.
- CRUZ, D. T. d.; LEITE, I. C. G. Falls and associated factors among elderly persons residing in the community. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, SciELO Brasil, v. 21, n. 5, p. 532–541, 2018.
- CRUZ, D. T. d. et al. Prevalence of falls and associated factors in elderly individuals. **Revista de saúde pública**, SciELO Public Health, v. 46, p. 138–146, 2011.
- DAI, Y. et al. Complexity–entropy causality plane based on power spectral entropy for complex time series. **Physica A: Statistical Mechanics and its Applications**, Elsevier, v. 509, p. 501–514, 2018.
- DASENBROCK, L. et al. Technology-based measurements for screening, monitoring and preventing frailty. **Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie**, Springer, v. 49, n. 7, p. 581–595, 2016.
- DAVIS, R. B. Clinical gait analysis. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, IEEE, v. 7, n. 3, p. 35–40, 1988.
- DEMROZI, F. et al. Human activity recognition using inertial, physiological and environmental sensors: A comprehensive survey. **IEEE Access**, IEEE, v. 8, p. 210816–210836, 2020.
- DIN, S. D.; GODFREY, A.; ROCHESTER, L. Validation of an accelerometer to quantify a comprehensive battery of gait characteristics in healthy older adults and parkinson’s disease: toward clinical and at home use. **IEEE journal of biomedical and health informatics**, IEEE, v. 20, n. 3, p. 838–847, 2015.
- DIN, S. D. et al. Monitoring walking activity with wearable technology in rural-dwelling older adults in tanzania: a feasibility study nested within a frailty prevalence study. **Experimental Aging Research**, Taylor & Francis, v. 46, n. 5, p. 367–381, 2020.
- DOLENC, E.; ROTAR-PAVLIČ, D. Frailty assessment scales for the elderly and their application in primary care: a systematic literature review. **Slovenian Journal of Public Health**, De Gruyter, v. 58, n. 2, p. 91, 2019.
- DOLL, J.; CACHIONI, M.; MACHADO, L. As novas tecnologias e os idosos. **Tratado de geriatria e gerontologia**. GEN, Rio de Janeiro, 2016.
- DOURADO, V. et al. Classification of cardiorespiratory fitness using the six-minute walk test in adults: Comparison with cardiopulmonary exercise testing. **Pulmonology**, Elsevier, v. 27, n. 6, p. 500–508, 2021.
- DOURADO, V. Z. Classificação da aptidão cardiorrespiratória e seu papel mediador na saúde cardiometabólica e respiratória de adultos: resultados transversal do estudo epimov. Universidade Federal de São Paulo, 2019.

- DRAKE, S. A. et al. When falls become fatal—clinical care sequence. **PLoS one**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 16, n. 1, p. e0244862, 2021.
- DROVER, D. et al. Faller classification in older adults using wearable sensors based on turn and straight-walking accelerometer-based features. **Sensors**, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 17, n. 6, p. 1321, 2017.
- ECKEL, S. P. et al. Surrogate screening models for the low physical activity criterion of frailty. **Aging clinical and experimental research**, Springer, v. 23, p. 209–216, 2011.
- ERVATTI, L.; BORGES, G. M.; JARDIM, A. de P. **Mudança demográfica no Brasil no início do século XXI: subsídios para as projeções da população**. [S.l.]: IBGE, Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, 2015.
- EYIGOR, S. et al. Frailty prevalence and related factors in the older adult—frailturk project. **Age**, Springer, v. 37, n. 3, p. 1–13, 2015.
- FABRÍCIO, D. d. M. et al. Prevalence of frailty syndrome in brazil: a systematic review. **Cadernos Saúde Coletiva**, SciELO Brasil, v. 30, p. 615–637, 2022.
- FALLER, J. W. et al. Instruments for the detection of frailty syndrome in older adults: a systematic review. **PloS one**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 14, n. 4, p. e0216166, 2019.
- FERNANDES, A. A. T. et al. Leia este artigo se você quiser aprender regressão logística. **Revista de Sociologia e Política**, SciELO Brasil, v. 28, 2021.
- FERREIRA, R. N.; RIBEIRO, N. F.; SANTOS, C. P. Fall risk assessment using wearable sensors: a narrative review. **Sensors**, MDPI, v. 22, n. 3, p. 984, 2022.
- FERRIOLLI EDUARDO; MORIGUITI, J. C. F. P. F. Tratado de geriatria e gerontologia. In: _____. [S.l.]: Guanabara Koogan, 2013. cap. O idoso frágil.
- FILHO, J. E. et al. Prevalence of falls and associated factors in community-dwelling older brazilians: a systematic review and meta-analysis. **Cadernos de saude publica**, SciELO Public Health, v. 35, p. e00115718, 2019.
- FLORENCE, C. S. et al. Medical costs of fatal and nonfatal falls in older adults. **Journal of the American Geriatrics Society**, Wiley Online Library, v. 66, n. 4, p. 693–698, 2018.
- FRIED, L. P. et al. Frailty in older adults: evidence for a phenotype. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, Oxford University Press, v. 56, n. 3, p. M146–M157, 2001.
- GALAN-MERCANT, A.; CUESTA-VARGAS, A. Clinical frailty syndrome assessment using inertial sensors embedded in smartphones. **Physiological measurement**, IOP Publishing, v. 36, n. 9, p. 1929, 2015.
- GAO, J.; HU, J.; TUNG, W.-w. Entropy measures for biological signal analyses. **Nonlinear Dynamics**, Springer, v. 68, p. 431–444, 2012.
- GARCIA, L. P.; DUARTE, E. **Intervenções não farmacológicas para o enfrentamento à epidemia da COVID-19 no Brasil**. [S.l.]: SciELO Brasil, 2020.

GARCÍA-PEÑA, C. et al. Frailty prevalence and associated factors in the mexican health and aging study: A comparison of the frailty index and the phenotype. **Experimental gerontology**, Elsevier, v. 79, p. 55–60, 2016.

GAZIBARA, T. et al. Falls, risk factors and fear of falling among persons older than 65 years of age. **Psychogeriatrics**, Wiley Online Library, v. 17, n. 4, p. 215–223, 2017.

GIBSON, J. D. What is the interpretation of spectral entropy? In: IEEE. **Information Theory, 1994. Proceedings., 1994 IEEE International Symposium on**. [S.l.], 1994. p. 440.

GINÉ-GARRIGA, M. et al. Physical exercise interventions for improving performance-based measures of physical function in community-dwelling, frail older adults: a systematic review and meta-analysis. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, Elsevier, v. 95, n. 4, p. 753–769, 2014.

GORBALENYA, A. E. et al. Severe acute respiratory syndrome-related coronavirus: The species and its viruses—a statement of the coronavirus study group. **BioRxiv**, Cold Spring Harbor Laboratory, 2020.

GRUENERBL, A. et al. Using smart phone mobility traces for the diagnosis of depressive and manic episodes in bipolar patients. In: **Proceedings of the 5th augmented human international conference**. [S.l.: s.n.], 2014. p. 1–8.

GUEDES, R. d. C. et al. Frailty syndrome in brazilian older people: a population based study. **Ciência & Saúde Coletiva**, SciELO Brasil, v. 25, p. 1947–1954, 2020.

GUIMARÃES, M. Exames de laboratório: sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo. **Revista da Sociedade Brasileira de Medicina Tropical**, SciELO Brasil, v. 18, p. 117–120, 1985.

HAMED, A. F.; MOHAMMED, N. A.; ALY, H. Elderly falls prevalence and associated factors in sohag governorate. **The Egyptian Journal of Community Medicine**, v. 35, n. 4, p. 1–13, 2017.

HANDRIGAN, G. et al. Sex-specific association between obesity and self-reported falls and injuries among community-dwelling canadians aged 65 years and older. **Osteoporosis international**, Springer, v. 28, p. 483–494, 2017.

HANLON, P. et al. Frailty and pre-frailty in middle-aged and older adults and its association with multimorbidity and mortality: a prospective analysis of 493 737 uk biobank participants. **The Lancet Public Health**, Elsevier, v. 3, n. 7, p. e323–e332, 2018.

HARPER, S. The impact of the covid-19 pandemic on global population ageing. **Journal of Population Ageing**, Springer, v. 14, n. 2, p. 137–142, 2021.

HARTHOLT, K. A. et al. Mortality from falls among us adults aged 75 years or older, 2000–2016. **Jama**, American Medical Association, v. 321, n. 21, p. 2131–2133, 2019.

HAUER, K. et al. Systematic review of definitions and methods of measuring falls in randomised controlled fall prevention trials. **Age and ageing**, Oxford University Press, v. 35, n. 1, p. 5–10, 2006.

HAVENS, K. L. et al. Accelerations from wearable accelerometers reflect knee loading during running after anterior cruciate ligament reconstruction. **Clinical Biomechanics**, Elsevier, 2018.

HEKTOEN, L. F.; AAS, E.; LURÅS, H. Cost-effectiveness in fall prevention for older women. **Scandinavian journal of public health**, Sage Publications Sage UK: London, England, v. 37, n. 6, p. 584–589, 2009.

HESS, A. et al. Methods and recommendations for evaluating and reporting a new diagnostic test. **European journal of clinical microbiology & infectious diseases**, Springer, v. 31, n. 9, p. 2111–2116, 2012.

HOANG, O. T. T. et al. Factors related to fear of falling among community-dwelling older adults. **Journal of clinical nursing**, Wiley Online Library, v. 26, n. 1-2, p. 68–76, 2017.

HOLLAND, A. E. et al. An official european respiratory society/american thoracic society technical standard: field walking tests in chronic respiratory disease. **European Respiratory Journal**, Eur Respiratory Soc, v. 44, n. 6, p. 1428–1446, 2014.

HOOGENDIJK, E. O. et al. Frailty: implications for clinical practice and public health. **The Lancet**, Elsevier, v. 394, n. 10206, p. 1365–1375, 2019.

HOWCROFT, J.; KOFMAN, J.; LEMAIRE, E. D. Prospective fall-risk prediction models for older adults based on wearable sensors. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering**, IEEE, v. 25, n. 10, p. 1812–1820, 2017.

HOWCROFT, J. et al. Analysis of dual-task elderly gait in fallers and non-fallers using wearable sensors. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 49, n. 7, p. 992–1001, 2016.

HOWCROFT, J. et al. Dual-task elderly gait of prospective fallers and non-fallers: a wearable-sensor based analysis. **Sensors**, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 18, n. 4, p. 1275, 2018.

HUA, A. et al. Accelerometer-based predictive models of fall risk in older women: a pilot study. **npj Digital Medicine**, Nature Publishing Group, v. 1, n. 1, p. 25, 2018.

IBGE. **Em 2019, expectativa de vida era de 76,6 anos**. 2019. Disponível em: <<https://agenciadenoticias.ibge.gov.br/agencia-sala-de-imprensa/2013-agencia-de-noticias/releases/29502-em-2019-expectativa-de-vida-era-de-76-6-anos>>.

IBGE. **Projeção da população do Brasil e das Unidades da Federação**. 2021. Disponível em: <<https://www.ibge.gov.br/apps/populacao/projecao/index.html>>.

INOUYE, S. K. et al. Geriatric syndromes: Clinical, research, and policy implications of a core geriatric concept: (see editorial comments by dr. william hazzard on pp 794–796). **Journal of the American Geriatrics Society**, Wiley Online Library, v. 55, n. 5, p. 780–791, 2007.

IWAMA, A. M. et al. The six-minute walk test and body weight-walk distance product in healthy brazilian subjects. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, SciELO Brasil, v. 42, p. 1080–1085, 2009.

JAMES, S. L. et al. The global burden of falls: global, regional and national estimates of morbidity and mortality from the global burden of disease study 2017. **Injury prevention**, BMJ Publishing Group Ltd, v. 26, n. Supp 1, p. i3–i11, 2020.

- JANSSEN, W. G. et al. Validity of accelerometry in assessing the duration of the sit-to-stand movement. **Medical & biological engineering & computing**, Springer, v. 46, n. 9, p. 879–887, 2008.
- JARCHI, D. et al. A review on accelerometry-based gait analysis and emerging clinical applications. **IEEE reviews in biomedical engineering**, IEEE, v. 11, p. 177–194, 2018.
- JIA, H. et al. Prevalence, risk factors, and burden of disease for falls and balance or walking problems among older adults in the us. **Preventive medicine**, Elsevier, v. 126, p. 105737, 2019.
- JOSEPH, A.; KUMAR, D.; BAGAVANDAS, M. A review of epidemiology of fall among elderly in india. **Indian journal of community medicine: official publication of Indian Association of Preventive & Social Medicine**, Wolters Kluwer–Medknow Publications, v. 44, n. 2, p. 166, 2019.
- JÜRSCHIK, P. et al. Prevalence of frailty and factors associated with frailty in the elderly population of lleida, spain: the fralle survey. **Archives of gerontology and geriatrics**, Elsevier, v. 55, n. 3, p. 625–631, 2012.
- KALACHE, A.; VERAS, R. P.; RAMOS, L. R. O envelhecimento da população mundial: um desafio novo. **Revista de Saúde Pública**, SciELO Brasil, v. 21, p. 200–210, 1987.
- KANE, R. L. et al. The association between geriatric syndromes and survival. **Journal of the American Geriatrics Society**, Wiley Online Library, v. 60, n. 5, p. 896–904, 2012.
- KEHLER, D. S. et al. Prevalence of frailty in canadians 18–79 years old in the canadian health measures survey. **BMC geriatrics**, BioMed Central, v. 17, n. 1, p. 28, 2017.
- KHAN, S. S.; HOEY, J. Review of fall detection techniques: A data availability perspective. **Medical engineering & physics**, Elsevier, v. 39, p. 12–22, 2017.
- KOJIMA, G. Frailty as a predictor of future falls among community-dwelling older people: a systematic review and meta-analysis. **Journal of the American Medical Directors Association**, Elsevier, v. 16, n. 12, p. 1027–1033, 2015.
- KOJIMA, G. Frailty as a predictor of hospitalisation among community-dwelling older people: a systematic review and meta-analysis. **J Epidemiol Community Health**, BMJ Publishing Group Ltd, v. 70, n. 7, p. 722–729, 2016.
- KOJIMA, G. et al. Association between frailty and quality of life among community-dwelling older people: a systematic review and meta-analysis. **J Epidemiol Community Health**, BMJ Publishing Group Ltd, v. 70, n. 7, p. 716–721, 2016.
- KOJIMA, G. et al. Prevalence of frailty in japan: a systematic review and meta-analysis. **Journal of epidemiology**, Japan Epidemiological Association, v. 27, n. 8, p. 347–353, 2017.
- KUMAR, D. P. et al. Sensor-based characterization of daily walking: a new paradigm in pre-frailty/frailty assessment. **BMC geriatrics**, BioMed Central, v. 20, n. 1, p. 1–11, 2020.
- KUMAR, D. P. et al. Sensor-based characterization of daily walking: a new paradigm in pre-frailty/frailty assessment. **BMC geriatrics**, BioMed Central, v. 20, n. 1, p. 1–11, 2020.

- KUMAR, D. P. et al. Between-day repeatability of sensor-based in-home gait assessment among older adults: assessing the effect of frailty. **Aging clinical and experimental research**, Springer, p. 1–9, 2020.
- KUMAR, R. S.; RAVINDRAN, K. A cross sectional study on the prevalence and risk factors of fall among the elderly in an urban slum in chennai. **International journal of community medicine and public health (Gujarat)**, Medip Academy, v. 6, n. 3, p. 1102–1107, 2019.
- KWAN, M. M.-S. et al. Falls incidence, risk factors, and consequences in chinese older people: a systematic review. **Journal of the American Geriatrics Society**, Wiley Online Library, v. 59, n. 3, p. 536–543, 2011.
- LAVEDÁN, A. et al. Fear of falling in community-dwelling older adults: A cause of falls, a consequence, or both? **PLoS one**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 13, n. 3, p. e0194967, 2018.
- LEE, L.; GRIMSON, W. E. L. Gait analysis for recognition and classification. In: IEEE. **Proceedings of Fifth IEEE International Conference on Automatic Face Gesture Recognition**. [S.l.], 2002. p. 155–162.
- LEE, P. G.; CIGOLLE, C.; BLAUM, C. The co-occurrence of chronic diseases and geriatric syndromes: The health and retirement study. **Journal of the American Geriatrics Society**, Wiley Online Library, v. 57, n. 3, p. 511–516, 2009.
- LEE, T. K.; BELKHATIR, M.; SANEI, S. A comprehensive review of past and present vision-based techniques for gait recognition. **Multimedia tools and applications**, Springer, v. 72, n. 3, p. 2833–2869, 2014.
- LEVENE, H. et al. Contributions to probability and statistics. **Essays in honor of Harold Hotelling**, p. 278–292, 1960.
- LI, X. et al. Gait components and their application to gender recognition. **IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews)**, IEEE, v. 38, n. 2, p. 145–155, 2008.
- LIPSITZ, L. A. Physiological complexity, aging, and the path to frailty. **Science of Aging Knowledge Environment**, American Association for the Advancement of Science, v. 2004, n. 16, p. pe16–pe16, 2004.
- LOECKER, C.; SCHMADERER, M.; ZIMMERMAN, L. Frailty in young and middle-aged adults: an integrative review. **The Journal of frailty & aging**, Springer, v. 10, p. 327–333, 2021.
- LOPEZ, P. et al. Benefits of resistance training in physically frail elderly: a systematic review. **Aging clinical and experimental research**, Springer, v. 30, n. 8, p. 889–899, 2018.
- LU, Y.-S.; WANG, H.-W.; LIU, S.-H. An integrated accelerometer for dynamic motion systems. **Measurement**, Elsevier, v. 125, p. 471–475, 2018.
- LUSARDI, M. M. et al. Determining risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis using posttest probability. **Journal of geriatric physical therapy (2001)**, Wolters Kluwer Health, v. 40, n. 1, p. 1, 2017.

- MACHADO, W. et al. Elderly with not transmitted chronic diseases: a group association study. **Reon Facema**, v. 3, n. 2, p. 444–51, 2017.
- MAJID, Z. et al. Global frailty: the role of ethnicity, migration and socioeconomic factors. **Maturitas**, Elsevier, v. 139, p. 33–41, 2020.
- MALINIA, F. M. et al. Prevalence of falls and associated factors among older adults in rio de janeiro, brazil: the fibra-rj study. **PERSPECTIVAS PARA A PESQUISA E PRÁTICA CLÍNICA EM FRAGILIDADE**, p. 149, 2019.
- MALTA, D. C.; NETO, O. L. d. M.; JUNIOR, J. B. d. S. Apresentação do plano de ações estratégicas para o enfrentamento das doenças crônicas não transmissíveis no brasil, 2011 a 2022. Brasil, 2011.
- MARKLE-REID, M.; BROWNE, G. Conceptualizations of frailty in relation to older adults. **Journal of advanced nursing**, Wiley Online Library, v. 44, n. 1, p. 58–68, 2003.
- MATA, F. A. F. D. et al. Prevalence of frailty in latin america and the caribbean: a systematic review and meta-analysis. **PloS one**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 11, n. 8, p. e0160019, 2016.
- MATTHEW, C. E. Calibration of accelerometer output for adults. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 37, n. 11 Suppl, p. S512–22, 2005.
- MEDICINE, A. C. of S. et al. The recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness, and flexibility in healthy adults. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 30, p. 975–991, 1998.
- MEDICINE, A. C. of S. et al. **ACSM’s guidelines for exercise testing and prescription**. [S.l.]: Lippincott williams & wilkins, 2013.
- MELLO, R. F. de; PONTI, M. A. **Machine Learning: A Practical Approach on the Statistical Learning Theory**. [S.l.]: Springer, 2018.
- MELO, J. et al. Frailty prevalence and related factors in older adults from southern brazil: A cross-sectional observational study. **Clinics**, SciELO Brasil, v. 75, 2020.
- MELO, R. et al. Prevalence of frailty in brazilian older adults: A systematic review and meta-analysis. **The journal of nutrition, health & aging**, Springer, v. 24, p. 708–716, 2020.
- MEUCCI, R. D. et al. Falls among the elderly in peruvian andean communities and the rural far south of brazil: prevalence and associated factors. **Journal of community health**, Springer, v. 45, n. 2, p. 363–369, 2020.
- MILLECAMPS, A. et al. Understanding the effects of pre-processing on extracted signal features from gait accelerometry signals. **Computers in biology and medicine**, Elsevier, v. 62, p. 164–174, 2015.
- MILLOR, N. et al. Gait velocity and chair sit-stand-sit performance improves current frailty-status identification. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, IEEE, v. 25, n. 11, p. 2018–2025, 2017.

- MITNITSKI, A. B.; MOGILNER, A. J.; ROCKWOOD, K. Accumulation of deficits as a proxy measure of aging. **TheScientificWorldJournal**, Hindawi, v. 1, p. 323–336, 2001.
- MONTERO-ODASSO, M. et al. World guidelines for falls prevention and management for older adults: a global initiative. **Age and ageing**, Oxford University Press, v. 51, n. 9, p. afac205, 2022.
- MORLEY, J. E. et al. Frailty consensus: a call to action. **Journal of the American Medical Directors Association**, Elsevier, v. 14, n. 6, p. 392–397, 2013.
- MUNDIAL, B. Envelhecendo em um brasil mais velho: implicações do envelhecimento populacional para o crescimento econômico, a redução da pobreza, as finanças públicas e a prestação de serviços. **Washington DC: Banco Mundial**, 2011.
- NACHREINER, N. M. et al. Circumstances and consequences of falls in community-dwelling older women. **Journal of women's health**, Mary Ann Liebert, Inc. 2 Madison Avenue Larchmont, NY 10538 USA, v. 16, n. 10, p. 1437–1446, 2007.
- NEDER, J. A.; NERY, L. E. Fisiologia clínica do exercício: teoria e prática. **São Paulo: Art-med**, v. 1, 2003.
- NERI, A. L. et al. Methodology and social, demographic, cognitive, and frailty profiles of community-dwelling elderly from seven brazilian cities: the fibra study. **Cadernos de saude publica**, SciELO Brasil, v. 29, n. 4, p. 778–792, 2013.
- NEUMANN, L. T. V.; ALBERT, S. M. Aging in brazil. **The Gerontologist**, v. 58, n. 4, p. 611–617, 2018.
- NGUYEN, T.; CUMMING, R.; HILMER, S. A review of frailty in developing countries. **The journal of nutrition, health & aging**, Springer, v. 19, n. 9, p. 941–946, 2015.
- NIGG, B.; FISHER, V.; RONSKY, J. Gait characteristics as a function of age and gender. **Gait & posture**, Elsevier, v. 2, n. 4, p. 213–220, 1994.
- NUNES, D. P. et al. Rastreamento de fragilidade em idosos por instrumento autorreferido. **Revista de Saúde Pública**, Universidade de São Paulo, v. 49, p. 1–9, 2015.
- OLIVEIRA, A. S. Transição demográfica, transição epidemiológica e envelhecimento populacional no brasil. 2019.
- OMS. Envelhecimento ativo: uma política de saúde. Organização Pan-Americana da Saúde (Opas), 2005.
- OMS. **WHO global report on falls prevention in older age**. [S.l.]: World Health Organization, 2008.
- OPPENHEIM, A.; WILLISKY, A. **Signals & Systems**. 2. ed. New Jersey: Prentice Hall, 1996.
- O'CAOIMH, R. et al. Prevalence of frailty in 62 countries across the world: a systematic review and meta-analysis of population-level studies. **Age and Ageing**, Oxford University Press, v. 50, n. 1, p. 96–104, 2021.
- PADRÓN-MONEDERO, A. et al. Mortality trends for accidental falls in older people in spain, 2000-2015. **BMC geriatrics**, BioMed Central, v. 17, n. 1, p. 1–7, 2017.

- PAIGE, R. K. M. Frailty and its quantitative clinical evaluation. **J R Coll Physicians Edinb.**, v. 42, n. 4, p. 333–40, 2012.
- PALMERINI, L. et al. A wavelet-based approach to fall detection. **Sensors**, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 15, n. 5, p. 11575–11586, 2015.
- PALOMO, I. et al. Characterization by gender of frailty syndrome in elderly people according to frail trait scale and fried frailty phenotype. **Journal of Personalized Medicine**, MDPI, v. 12, n. 5, p. 712, 2022.
- PAQUET, J. et al. Analysis of gait disorders in parkinson's disease assessed with an accelerometer. **Revue Neurologique**, v. 159, n. 8-9, p. 786–789, 2003.
- PARK, S.-H. Tools for assessing fall risk in the elderly: a systematic review and meta-analysis. **Aging clinical and experimental research**, Springer, v. 30, n. 1, p. 1–16, 2018.
- PATEL, M.; PAVIC, A.; GOODWIN, V. A. Wearable inertial sensors to measure gait and posture characteristic differences in older adult fallers and non-fallers: A scoping review. **Gait & posture**, Elsevier, v. 76, p. 110–121, 2020.
- PEBALL, M. et al. Prevalence and associated factors of sarcopenia and frailty in parkinson's disease: a cross-sectional study. **Gerontology**, Karger Publishers, v. 65, n. 3, p. 216–228, 2019.
- PENGA, A. M. P. Technology for home-based frailty assessment and prediction: A systematic review. 2020.
- PERELL, K. L. et al. Fall risk assessment measures: an analytic review. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, Oxford University Press, v. 56, n. 12, p. M761–M766, 2001.
- PFORTMUELLER, C.; LINDNER, G.; EXADAKTYLOS, A. Reducing fall risk in the elderly: risk factors and fall prevention, a systematic review. **Minerva Med**, v. 105, n. 4, p. 275–81, 2014.
- PHAN, D. et al. Estimation of respiratory waveform and heart rate using an accelerometer. In: **IEEE. 2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**. [S.l.], 2008. p. 4916–4919.
- PIMENTEL, W. R. T. et al. Quedas entre idosos brasileiros residentes em áreas urbanas: Elsi-brasil. **Revista de Saúde Pública**, SciELO Public Health, v. 52, p. 12s, 2018.
- PITCHAI, P. et al. Prevalence, risk factors, circumstances for falls and level of functional independence among geriatric population-a descriptive study. **Indian journal of public health**, Medknow Publications, v. 63, n. 1, p. 21, 2019.
- PLOEG, T. van der; GOBBENS, R. J.; SALEM, B. E. Bayesian techniques in predicting frailty among community-dwelling older adults in the netherlands. **Archives of gerontology and geriatrics**, Elsevier, v. 105, p. 104836, 2023.
- PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The timed “up & go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. **Journal of the American geriatrics Society**, Wiley Online Library, v. 39, n. 2, p. 142–148, 1991.

- PONCIANO, V. et al. Identification of diseases based on the use of inertial sensors: A systematic review. **Electronics**, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 9, n. 5, p. 778, 2020.
- PONTI, M. et al. Better than counting seconds: Identifying fallers among healthy elderly using fusion of accelerometer features and dual-task timed up and go. **PLoS one**, Public Library of Science, v. 12, n. 4, p. e0175559, 2017.
- POOL, D. I.; WONG, L. R.; VILQUIN, E. **Age-structural transitions: Challenges for development**. [S.l.]: Committee for International Cooperation in National Research in Demography, 2006.
- PORCIÚNCULA, R. d. C. R. d. et al. Perfil socioepidemiológico e autonomia de longevos em recife-pe, nordeste do brasil. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, SciELO Brasil, v. 17, p. 315–325, 2014.
- PORSZASZ, J. et al. A treadmill ramp protocol using simultaneous changes in speed and grade. **Medicine & science in sports & exercise**, LWW, v. 35, n. 9, p. 1596–1603, 2003.
- RAHEMI, H. et al. Toward smart footwear to track frailty phenotypes—using propulsion performance to determine frailty. **Sensors**, MDPI, v. 18, n. 6, p. 1763, 2018.
- RAMOS, L. R.; VERAS, R. P.; KALACHE, A. Envelhecimento populacional: uma realidade brasileira. **Revista de Saúde Pública**, SciELO Brasil, v. 21, p. 211–224, 1987.
- RAY, S. A quick review of machine learning algorithms. In: IEEE. **2019 International conference on machine learning, big data, cloud and parallel computing (COMITCon)**. [S.l.], 2019. p. 35–39.
- REHMAN, R. Z. U. et al. Gait analysis with wearables can accurately classify fallers from non-fallers: A step toward better management of neurological disorders. **Sensors**, MDPI, v. 20, n. 23, p. 6992, 2020.
- RIBEIRO, E. et al. On the use of inertial sensors and machine learning for automatic recognition of fainting and epileptic seizure. In: IEEE. **2016 IEEE 18th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom)**. [S.l.], 2016. p. 1–6.
- RIKKERT, M. O. et al. Geriatric syndromes: medical misnomer or progress in geriatrics? **Neth J Med**, v. 61, n. 3, p. 83–87, 2003.
- RIVASI, G. et al. Predictors of incident fear of falling in community-dwelling older adults. **Journal of the American Medical Directors Association**, Elsevier, v. 21, n. 5, p. 615–620, 2020.
- ROCA, J. et al. Clinical exercise testing with reference to lung diseases: indications, standardization and interpretation strategies. 1997.
- ROCKWOOD, K. et al. Frailty in elderly people: an evolving concept. **CMAJ: Canadian Medical Association Journal**, Canadian Medical Association, v. 150, n. 4, p. 489, 1994.
- ROCKWOOD, K. et al. A global clinical measure of fitness and frailty in elderly people. **Canadian Medical Association Journal**, Can Med Assoc, v. 173, n. 5, p. 489–495, 2005.

ROCKWOOD, K.; SONG, X.; MITNITSKI, A. Changes in relative fitness and frailty across the adult lifespan: evidence from the canadian national population health survey. **Cmaj**, Can Med Assoc, v. 183, n. 8, p. E487–E494, 2011.

ROSA, M. D. et al. Concurrent validation of an index to estimate fall risk in community dwelling seniors through a wireless sensor insole system: A pilot study. **Gait & posture**, Elsevier, v. 55, p. 6–11, 2017.

ROSSO, A. L. et al. Geriatric syndromes and incident disability in older women: Results from the women's health initiative observational study. **Journal of the American Geriatrics Society**, Wiley Online Library, v. 61, n. 3, p. 371–379, 2013.

ROTH, B. J.; SEPULVEDA, N. G.; JR, J. P. W. Using a magnetometer to image a two-dimensional current distribution. **Journal of applied physics**, American Institute of Physics, v. 65, n. 1, p. 361–372, 1989.

SAAD, M.; BATTISTELLA, L. R.; MASIERO, D. Técnicas de análise de marcha. **Revista Acta Fisiiç 1/2trica**, Revista Acta Fisiiç 1/2trica, v. 3, n. 2, p. 23–26, 1996.

SAADEH, W.; BUTT, S. A.; ALTAF, M. A. B. A patient-specific single sensor iot-based wearable fall prediction and detection system. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering**, IEEE, v. 27, n. 5, p. 995–1003, 2019.

SALVÀ, A. et al. Incidence and consequences of falls among elderly people living in the community. **Medicina clinica**, Elsevier, v. 122, n. 5, p. 172–176, 2004.

SÁNCHEZ, E. et al. Prevalence of geriatric syndromes and impact on clinical and functional outcomes in older patients with acute cardiac diseases. **Heart**, BMJ Publishing Group Ltd, v. 97, n. 19, p. 1602–1606, 2011.

SANEI, S.; HASSANI, H. **Singular spectrum analysis of biomedical signals**. [S.l.]: CRC press, 2015.

SCUFFHAM, P.; CHAPLIN, S.; LEGOOD, R. Incidence and costs of unintentional falls in older people in the united kingdom. **Journal of Epidemiology & Community Health**, BMJ Publishing Group Ltd, v. 57, n. 9, p. 740–744, 2003.

SEJDIĆ, E. et al. A comprehensive assessment of gait accelerometry signals in time, frequency and time-frequency domains. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, IEEE, v. 22, n. 3, p. 603–612, 2013.

SENN, N.; MONOD, S. Development of a comprehensive approach for the early diagnosis of geriatric syndromes in general practice. **Frontiers in medicine**, Frontiers, v. 2, p. 78, 2015.

SILVEIRA, F. J. da et al. Internações e custos hospitalares por quedas em idosos brasileiros. **Scientia Medica**, v. 30, n. 1, p. e36751–e36751, 2020.

SINGH, A. et al. Sensor technologies for fall detection systems: A review. **IEEE Sensors Journal**, IEEE, v. 20, n. 13, p. 6889–6919, 2020.

SIQUEIRA, F. V. et al. Prevalence of falls and associated factors in the elderly. **Revista de Saúde Pública**, SciELO Brasil, v. 41, n. 5, p. 749–756, 2007.

- SIQUEIRA, F. V. et al. Prevalence of falls in elderly in brazil: a countrywide analysis. **Cadernos de Saúde Pública**, SciELO Brasil, v. 27, n. 9, p. 1819–1826, 2011.
- SITDHIRAKSA, N. et al. Prevalence and factors associated with fear of falling in community-dwelling thai elderly. **Gerontology**, Karger Publishers, p. 1–5, 2021.
- SMITH, A. d. A. et al. Avaliação do risco de quedas em idosos residentes em domicílio. **Revista Latino-Americana de Enfermagem**, SciELO Brasil, v. 25, 2017.
- SONG, L. et al. Health sensing by wearable sensors and mobile phones: A survey. In: IEEE. **2014 IEEE 16th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom)**. [S.l.], 2014. p. 453–459.
- SOUSA, M. N. A. de et al. Prevalência de quedas em idosos brasileiros e fatores associados. **Conjecturas**, v. 22, n. 17, p. 809–820, 2022.
- STEVENS, J. A. et al. The costs of fatal and non-fatal falls among older adults. **Injury prevention**, BMJ Publishing Group Ltd, v. 12, n. 5, p. 290–295, 2006.
- STRANDBERG, T. E.; PITKÄLÄ, K. H. Frailty in elderly people. **The Lancet**, Elsevier, v. 369, n. 9570, p. 1328–1329, 2007.
- SUCERQUIA, A.; LÓPEZ, J. D.; VARGAS-BONILLA, J. F. Sisfall: A fall and movement dataset. **Sensors**, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 17, n. 1, p. 198, 2017.
- SUN, R.; SOSNOFF, J. J. Novel sensing technology in fall risk assessment in older adults: a systematic review. **BMC geriatrics**, BioMed Central, v. 18, n. 1, p. 14, 2018.
- SURI, A. et al. Facilitators and barriers to real-life mobility in community-dwelling older adults: a narrative review of accelerometry-and global positioning system-based studies. **Aging clinical and experimental research**, Springer, p. 1–14, 2022.
- TABUE-TEGUO, M. et al. Prevalence and co-occurrence of geriatric syndromes in people aged 75 years and older in france: results from the bordeaux three-city study. **The Journals of Gerontology: Series A**, Oxford University Press US, v. 73, n. 1, p. 109–116, 2018.
- TERROSO, M. et al. Physical consequences of falls in the elderly: a literature review from 1995 to 2010. **European Review of Aging and Physical Activity**, SpringerOpen, v. 11, n. 1, p. 51, 2014.
- THEOU, O. et al. Modifications to the frailty phenotype criteria: Systematic review of the current literature and investigation of 262 frailty phenotypes in the survey of health, ageing, and retirement in europe. **Ageing research reviews**, Elsevier, v. 21, p. 78–94, 2015.
- THILO, F. J. et al. Usability of a wearable fall detection prototype from the perspective of older people—a real field testing approach. **Journal of clinical nursing**, Wiley Online Library, v. 28, n. 1-2, p. 310–320, 2019.
- THOMPSON, M. Q. et al. Frailty prevalence and factors associated with the frailty phenotype and frailty index: Findings from the north west adelaide health study. **Australasian journal on ageing**, Wiley Online Library, v. 37, n. 2, p. 120–126, 2018.

- TINETTI, M. E. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. **Journal of the American Geriatrics Society**, Wiley Online Library, v. 34, n. 2, p. 119–126, 1986.
- TKACHEVA, O. N. et al. Prevalence of geriatric syndromes among people aged 65 years and older at four community clinics in moscow. **Clinical interventions in aging**, Dove Press, v. 13, p. 251, 2018.
- TOMITA, Y. et al. Prevalence of fear of falling and associated factors among japanese community-dwelling older adults. **Medicine**, Wolters Kluwer Health, v. 97, n. 4, 2018.
- TROIANO, R. P. et al. Physical activity in the united states measured by accelerometer. **Medicine and science in sports and exercise**, Williams & Wilkins, v. 40, n. 1, p. 181, 2008.
- ULLRICH, M. et al. Detection of gait from continuous inertial sensor data using harmonic frequencies. **IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics**, IEEE, v. 24, n. 7, p. 1869–1878, 2020.
- VALLABH, P.; MALEKIAN, R. Fall detection monitoring systems: a comprehensive review. **Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing**, Springer, v. 9, n. 6, p. 1809–1833, 2018.
- VASCONCELOS, A. M. N.; GOMES, M. M. F. Transição demográfica: a experiência brasileira. **Epidemiologia e Serviços de Saúde**, Coordenação-Geral de Desenvolvimento da Epidemiologia em Serviços/Secretaria de Vigilância em Saúde/Ministério da Saúde, v. 21, n. 4, p. 539–548, 2012.
- VASSIMON-BARROSO, V. de et al. Linear and nonlinear analysis of postural control in frailty syndrome. **Brazilian journal of physical therapy**, Elsevier, v. 21, n. 3, p. 184–191, 2017.
- VERAS, R. Envelhecimento populacional contemporâneo: demandas, desafios e inovações. **Revista de Saúde Pública**, SciELO Public Health, v. 43, n. 3, p. 548–554, 2009.
- VETRANO, D. L. et al. Frailty and multimorbidity: a systematic review and meta-analysis. **The Journals of Gerontology: Series A**, Oxford University Press US, p. gly110, 2018.
- VIEIRA, R. A. et al. Prevalência de fragilidade e fatores associados em idosos comunitários de belo horizonte, minas gerais, brasil: dados do estudo fibra. **Cadernos de Saúde Pública**, SciELO Public Health, v. 29, p. 1631–1643, 2013.
- WALSTON, J. et al. Research agenda for frailty in older adults: toward a better understanding of physiology and etiology: summary from the american geriatrics society/national institute on aging research conference on frailty in older adults. **Journal of the American Geriatrics Society**, Wiley Online Library, v. 54, n. 6, p. 991–1001, 2006.
- WANG, J. et al. A review of vision-based gait recognition methods for human identification. In: IEEE. **2010 international conference on digital image computing: techniques and applications**. [S.l.], 2010. p. 320–327.
- WANG, K. et al. Differences between gait on stairs and flat surfaces in relation to fall risk and future falls. **IEEE journal of biomedical and health informatics**, IEEE, 2017.

- WANG, S.-Y. et al. Not just specific diseases: systematic review of the association of geriatric syndromes with hospitalization or nursing home admission. **Archives of gerontology and geriatrics**, Elsevier, v. 57, n. 1, p. 16–26, 2013.
- WANG, X.; ELLUL, J.; AZZOPARDI, G. Elderly fall detection systems: A literature survey. **Frontiers in Robotics and AI**, Frontiers, v. 7, p. 71, 2020.
- WANG, Y.; WU, K.; NI, L. M. Wifall: Device-free fall detection by wireless networks. **IEEE Transactions on Mobile Computing**, IEEE, v. 16, n. 2, p. 581–594, 2017.
- WEBSTER, J. G.; EREN, H. **Measurement, instrumentation, and sensors handbook: spatial, mechanical, thermal, and radiation measurement**. [S.l.]: CRC press, 2014.
- WEISS, A. et al. Does the evaluation of gait quality during daily life provide insight into fall risk? a novel approach using 3-day accelerometer recordings. **Neurorehabilitation and neural repair**, Sage Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 27, n. 8, p. 742–752, 2013.
- WEISS, A. et al. An instrumented timed up and go: the added value of an accelerometer for identifying fall risk in idiopathic fallers. **Physiological measurement**, IOP Publishing, v. 32, n. 12, p. 2003, 2011.
- WEISS, A. et al. Toward automated, at-home assessment of mobility among patients with parkinson disease, using a body-worn accelerometer. **Neurorehabilitation and neural repair**, Sage Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 25, n. 9, p. 810–818, 2011.
- WENG, Y. et al. A high resolution tilt measurement system based on multi-accelerometers. **Measurement**, Elsevier, v. 109, p. 215–222, 2017.
- WHO. Relatório global da oms sobre prevenção de quedas na velhice. In: **Relatório global da OMS sobre prevenção de quedas na velhice**. [S.l.: s.n.], 2010. p. 64–64.
- WHO. Ageing. OECD, 2020.
- WHO. Who director-general’s opening remarks at the media briefing – 5 may 2023. p. 1, 2023.
- WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2009.
- WU, H. et al. Fall-related mortality trends in australia and the united kingdom: Implications for research and practice. **Maturitas**, Elsevier, v. 142, p. 68–72, 2020.
- XUE, Q.-L. The frailty syndrome: definition and natural history. **Clinics in geriatric medicine**, NIH Public Access, v. 27, n. 1, p. 1, 2011.
- XUE, Q.-L. et al. Initial manifestations of frailty criteria and the development of frailty phenotype in the women’s health and aging study ii. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, Oxford University Press, v. 63, n. 9, p. 984–990, 2008.
- YANG, G. et al. Review wearable sensing system for gait recognition. **Cluster Computing**, Springer, v. 22, n. 2, p. 3021–3029, 2019.
- YANG, Y. et al. Diabetes mellitus and risk of falls in older adults: a systematic review and meta-analysis. **Age and ageing**, Oxford University Press, v. 45, n. 6, p. 761–767, 2016.

YANG, Y.-C. et al. Geriatric syndromes and quality of life in older adults with diabetes. **Geriatrics & gerontology international**, Wiley Online Library, v. 19, n. 6, p. 518–524, 2019.

YEONG, U. et al. Prevalence of falls among community-dwelling elderly and its associated factors: A cross-sectional study in perak, malaysia. **Malaysian Family Physician: The Official Journal of the Academy of Family Physicians of Malaysia**, Academy of Family Physicians of Malaysia, v. 11, n. 1, p. 7, 2016.

YU, S. et al. A study on gait-based gender classification. **IEEE Transactions on image processing**, IEEE, v. 18, n. 8, p. 1905–1910, 2009.

ZAKARIA, N. A. et al. Quantitative analysis of fall risk using tug test. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering**, Taylor & Francis, v. 18, n. 4, p. 426–437, 2015.

ZHANG, D.; WANG, Y.; BHANU, B. Ethnicity classification based on gait using multi-view fusion. In: IEEE. **2010 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition-Workshops**. [S.l.], 2010. p. 108–115.

ZHANG, D. et al. Ethnicity classification based on fusion of face and gait. In: IEEE. **2012 5th IAPR International Conference on Biometrics (ICB)**. [S.l.], 2012. p. 384–389.

ZHANG, L. et al. Falls and risk factors of falls for urban and rural community-dwelling older adults in china. **BMC geriatrics**, BioMed Central, v. 19, n. 1, p. 1–17, 2019.

APÊNDICE A - PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Nível de atividade e aptidão física e sua associação com o declínio da função pulmonar em adultos do município de Santos, Brasil

Pesquisador: Victor Zuniga Dourado

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 10209712.8.0000.5505

Instituição Proponente: Departamento de Ciências do Movimento Humano

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 186.796

Data da Relatoria: 18/01/2013

Apresentação do Projeto:

Conforme parecer CEP 180634 de 21/12/2012

Objetivo da Pesquisa:

Conforme parecer CEP 180634 de 21/12/2012

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Conforme parecer CEP 180634 de 21/12/2012

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Conforme parecer CEP 180634 de 21/12/2012

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Novo TCLE apresentado conforme solicitado

Recomendações:

não se aplica

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

sem inadequações. Projeto pode ser aprovado

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: Rua Botucatu, 572 1º Andar Conj. 14

Bairro: VILA CLEMENTINO

CEP: 04.023-061

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)5539-7162

Fax: (11)5571-1062

E-mail: cepunifesp@unifesp.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SÃO PAULO - UNIFESP/
HOSPITAL SÃO PAULO



Considerações Finais a critério do CEP:

As pendências foram atendidas, o colegiado acatou o parecer do relator. Projeto aprovado.

SAO PAULO, 18 de Janeiro de 2013

Assinador por:
José Osmar Medina Pestana
(Coordenador)

Endereço: Rua Botucatu, 572 1º Andar Conj. 14

Bairro: VILA CLEMENTINO

CEP: 04.023-061

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)5539-7162

Fax: (11)5571-1062

E-mail: cepunifesp@unifesp.br

APÊNDICE B - PROTOCOLO DE AVALIAÇÕES

Dados Pessoais E Demograficos

Número de identificação (ID)

Projeto

- EPIMOV
 PAUL

Projeto motivo da procura

- EPIMOV
 PAUL
 Lesão em corredores
 Outro

Data da avaliação inicial

Responsável pela avaliação inicial

(Nome completo do pesquisador responsavel pela tabulacao)

Follow up

- Primeira avaliação
 Segunda avaliação
 Terceira avaliação
 Quarta avaliação
 Quinta avaliação
 Sexta avaliação
 Sétima avaliação
 Oitava avaliação
 Nona avaliação
 Décima avaliação

Tipo de recrutamento

- Voluntário
 Sistemático
 Randomizado

Dados pessoais

Nome

E-mail

Data de nascimento

RG

(Somente numeros. Nao use pontos, tracos ou outros caracteres especiais.)

CPF

(Somente numeros. Nao use pontos, tracos ou outros caracteres especiais.)

Telefone residencial

(Digite da seguinte forma: 13 1234-5678)

Telefone celular

(Digite da seguinte forma: 13 91234-5678)

Telefone recado

(Digite da seguinte forma: 13 91234-5678)

Endereço residencial

Logradouro (AV., Rua, etc.)

Número

Complemento

Bairro

CEP

(Digite da seguinte forma: xxxxx-xxx)

Cidade

Estado

(Digite aqui a sigla do Estado)

Ponto de referência

Dados clínicos

Usa algum medicamento regularmente?

- Yes
 No

Qual(is)?

Possui alguma doença?

- Yes
 No

Qual(is)?

Recebeu algum diagnóstico médico no último ano?

- Yes
 No

Qual(is)?

Dados demograficos

Idade (anos)

Sexo

- Feminino
- Masculino
- Outro

Ocupação

- Sem ocupação
- Ocupado
- Não economicamente ativo/estudante

Profissão

Raça (IBGE)

- Branco
- Preto
- Pardo
- Asiático
- Indígena
- Não sabe/não informado

Escolaridade

- Sem instrução
- Ensino fundamental incompleto
- Ensino fundamental completo
- Ensino médio incompleto
- Ensino médio completo
- Ensino superior incompleto
- Ensino superior completo
- Especialização
- Mestrado
- Doutorado

Antropometria

Antropometria

Massa corporal (kg)

Estatura (m)

Índice de massa corporal (kg/m²)

Classificação do IMC

- Baixo peso (< 18,5 kg/m²)
- Eutrófico (de 18,5 a 24,99 kg/m²)
- Sobrepeso (de 25 a 29,99 kg/m²)
- Obesidade 1 (de 30 a 34,99 kg/m²)
- Obesidade 2 (de 35 a 39,99 kg/m²)
- Obesidade 3 (>= 40 kg/m²)

Circunferência da cintura (cm)

Circunferência do quadril (cm)

Relação cintura-quadril

Circunferência do pescoço (cm)

Classificação do risco para relação
cintura-quadril

- Baixo
- Moderado
- Alto
- Muito alto

IDADE	CLASSIFICAÇÃO DE RISCOS PARA HOMENS			
	BAIXO	MODERADO	ALTO	MUITO ALTO
20 A 29	< 0,83	0,83 A 0,88	0,89 A 0,94	> 0,94
30 A 39	< 0,84	0,84 A 0,91	0,92 A 0,96	> 0,96
40 A 49	< 0,88	0,88 A 0,95	0,96 A 1,00	> 1,00
50 A 59	< 0,90	0,90 A 0,96	0,97 A 1,02	> 1,02
60 A 69	< 0,91	0,91 A 0,98	0,99 A 1,03	> 1,03
IDADE	CLASSIFICAÇÃO DE RISCOS PARA MULHERES			
	BAIXO	MODERADO	ALTO	MUITO ALTO
20 A 29	< 0,71	0,71 A 0,77	0,78 A 0,82	> 0,82
30 A 39	< 0,72	0,72 A 0,78	0,79 A 0,84	> 0,84
40 A 49	< 0,73	0,73 A 0,79	0,80 A 0,87	> 0,87
50 A 59	< 0,74	0,74 A 0,81	0,82 A 0,88	> 0,88
60 A 69	< 0,76	0,76 A 0,83	0,84 A 0,90	> 0,90

Risco De Quedas

Histórico de quedas

Você sofreu alguma queda nos últimos 12 meses?

- Sim
 Não
(Quedas da propria altura, sem influencias externas.)

Se sim, quantas?

Risco de sofrer novas quedas

- Baixo (nenuma queda)
 Moderado (uma queda)
 Alto (duas ou mais quedas)

Risco Cardiovascular

Risco cardiovascular

Homem com idade superior a 45 anos ou mulher com idade superior a 55 anos

- Sim
 Não

Histórico familiar de doenças cardiovasculares

- Sim
 Não

Hipertensão arterial sistêmica

- Sim
 Não

Hiperglicemia/ Diabetes Melito

- Sim
 Não

Hipercolesterolemia/ Dislipidemia

- Sim
 Não

Obesidade

- Sim
 Não

Inatividade física

- Sim
 Não

Tabagismo atual

- Sim
 Não

Ex-tabagista?

- Sim
 Não

Número de cigarros por dia

Tempo de tabagismo (anos)

Carga tabágica

Número de fatores de risco para doenças cardiovasculares

Classificação de risco cardiovascular

- Baixo
 Moderado (a partir de 2 fatores de risco)

Escore de risco cardiovascular de 10 anos (Framingham)

Aptidão Cardiorrespiratória

Informações gerais sobre o teste

Teste realizado com sucesso? Sim
 Não

Descreva em caso negativo

Ergômetro utilizado Esteira
 Cicloergômetro

Tipo de atividade desenvolvida Caminhada
 Corrida

Duração total do exercício (min)

Duração total do exercício (s)

Duração total do exercício (s)

Razões para interrupção do exercício

- Alteração do segmento ST
- Angina (principal razão)
- Arritmias
- Claudicação
- Dificuldades técnicas
- Dispneia
- Dor articular/muscular
- Dor torácica atípica
- Fadiga dos membros inferiores
- Fadiga generalizada
- Resposta inadequada da PA
- Solicitação do médico/examinador
- Solicitação do paciente
- Subesforço
- Tontura
- Outra razão

Se outra razão, descreva:

Potência máxima (W)

Velocidade máxima (km/h)

Inclinação máxima (%)

Índices espirométricos

CVF (L)

VEF1 (L)

VVM (L/min)

CI (L)

Respostas metabólicasPico de VO₂ (mL/min)

Pico de VO₂ (mL/min/kg)

Pico de VO₂ (% pred.)

Pico de VO₂ (MET)

R máxima

LA (mL/min)

LA (% máximo)

Respostas Ventilatórias

VE máxima (L/min)

BR (%)

Reserva ventilatória (L/min)

Índice de reserva ventilatória (%)

VC máximo (L)

Rf máxima (ipm)

VC/CVF

VC/CI

Respostas cardiovasculares

Frequência cardíaca máxima (bpm)

Frequência cardíaca máxima (%)

Reserva da frequência cardíaca (%)

Pulso de O₂ máximo (mL/bpm)

Pressão arterial sistólica máxima (mmHg)

Pressão arterial diastólica máxima (mmHg)

Duplo-produto máximo (mmHg x bpm)

Troca gasosa

PetCO₂ máxima (mmHg)

PetO₂ máxima (mmHg)

VE/VO₂ máx

VE/VCO₂ máx

Outras variáveis

VE/VCO₂ (L/min/L/min)

VE/VCO₂ (intercepto-y)

FC/VO₂ (bpm/L/min)

FC/VO2 (intercepto-y)

VC/LnVE

VC/LnVE (intercepto-y)

VO2/W (mL/min/W)

VO2/W (intercepto-y)

Menor VE/VCO2

OUES (mL/min/L/min)

Recuperação da FC (bpm)

LA (% máximo predito)

Eletrocardiograma

- Normal
 Alterado

Isquemia miocárdica

- Sim
 Não

Infradesnivelamento do segmento S-T

- Não
 Sim

Tipo de infradesnivelamento do segmento S-T

- Ascendente
 Retificado
 Descendente

Arritmias

- Sim
 Não

Repouso (descreva em caso positivo)

Esforço (descreva em caso positivo)

Recuperação (descreva em caso positivo)

Achatamento do pulso de O2

- Sim
 Não

Alteração da eficiência cardiovascular após o LA Sim
 Não

Achatamento da cinética do VO₂ Sim
 Não

Limitação cardiovascular ao exercício Sim
 Não

Classificação da aptidão cardiorrespiratória Muito fraca
 Fraca
 Regular
 Boa
 Excelente

Nível de Aptidão Física do American Heart Association - AHA Para Mulheres - VO ₂ max (mL/min/kg)						Nível de Aptidão Física do American Heart Association - AHA Para Homens - VO ₂ max (mL/min/kg)					
Idade	Muito Fraca	Fraca	Regular	Boa	Excelente	Idade	Muito Fraca	Fraca	Regular	Boa	Excelente
20 - 29	< 24	24 - 30	31 - 37	38 - 48	> 49	20 - 29	< 25	25 - 33	34 - 42	43 - 52	> 53
30 - 39	< 20	20 - 27	28 - 33	34 - 44	> 45	30 - 39	< 23	23 - 30	31 - 38	39 - 48	> 49
40 - 49	< 17	17 - 23	24 - 30	31 - 41	> 42	40 - 49	< 20	20 - 26	27 - 35	36 - 44	> 45
50 - 59	< 15	15 - 20	21 - 27	28 - 37	> 38	50 - 59	< 18	18 - 24	25 - 33	34 - 42	> 43
60 - 69	< 13	13 - 17	18 - 23	24 - 34	> 35	60 - 69	< 16	16 - 22	23 - 30	31 - 40	> 41

Nível De Atividade Física

Nível de atividade física na vida diária

Realiza alguma atividade física aquática ou esporte de contato?

- Sim
 Não

Entrega do acelerômetro:

- Sim
 Não

Descreva o motivo:

Número de série do monitor

Data da retirada do monitor

Data agendada para devolução do monitor

Data de devolução do monitor

Acelerometria válida?

- Sim
 Não

Descreva o motivo:

Atividade física (kcal)

Atividade física (kcal/dia)

Equivalentes metabólicos (MET)

Atividade física sedentária (h)

Atividade física leve (h)

Atividade física "lifestyle" (h)

Atividade física moderada (h)

Atividade física intensa (h)

Atividade física muito intensa (h)

Atividade física sedentária (%)

Atividade física leve (%)

Atividade física "lifestyle" (%)

Atividade física moderada (%)

Atividade física intensa percentual (%)

Atividade física muito intensa percentual (%)

Tempo em pé (%)

Tempo em pé (h)

Tempo deitado (%)

Tempo deitado (h)

Tempo sentado (%)

Tempo sentado (h)

Tempo desligado (%)

Tempo desligado (h)

Composicao Corporal

Composição corporal

Realização do teste:

- Yes
 No

Se não, descreva o motivo:

Peso (kg)

Estatura (cm)

Percentual de gordura (%)

Peso de gordura corporal (kg)

Peso da massa magra (kg)

Percentual de massa magra (%)

Taxa metabólica basal (cal/dia)

Total de água corporal (L)

Total de água corporal (% do peso total)

Total de água corporal (% da massa magra)

Resistência (ohms)

Reatância (ohms)

Classificação da gordura corporal

- Muito ruim
 Ruim
 Abaixo da média
 Média
 Acima da média
 Bom
 Excelente

PERCENTUAL DE GORDURA (G%) PARA HOMENS						PERCENTUAL DE GORDURA (G%) PARA MULHERES					
Nível / Idade	18 - 25	26 - 35	36 - 45	46 - 55	56 - 65	Nível / Idade	18 - 25	26 - 35	36 - 45	46 - 55	56 - 65
Excelente	4 a 6 %	8 a 11%	10 a 14%	12 a 16%	13 a 18%	Excelente	13 a 16%	14 a 16%	16 a 19%	17 a 21%	18 a 22%
Bom	8 a 10%	12 a 15%	16 a 18%	18 a 20%	20 a 21%	Bom	17 a 19%	18 a 20%	20 a 23%	23 a 25%	24 a 26%
Acima da Média	12 a 13%	16 a 18%	19 a 21%	21 a 23%	22 a 23%	Acima da Média	20 a 22%	21 a 23%	24 a 26%	26 a 28%	27 a 29%
Média	14 a 16%	18 a 20%	21 a 23%	24 a 25%	24 a 25%	Média	23 a 25%	24 a 25%	27 a 29%	29 a 31%	30 a 32%
Abaixo da Média	17 a 20%	22 a 24%	24 a 25%	26 a 27%	26 a 27%	Abaixo da Média	26 a 28%	27 a 29%	30 a 32%	32 a 34%	33 a 35%
Ruim	20 a 24%	20 a 24%	27 a 29%	28 a 30%	28 a 30%	Ruim	29 a 31%	31 a 33%	33 a 36%	35 a 38%	36 a 38%
Muito Ruim	26 a 36%	28 a 36%	30 a 39%	32 a 38%	32 a 38%	Muito Ruim	33 a 43%	36 a 49%	38 a 48%	39 a 50%	39 a 49%

Funcao Muscular

Força de preensão manual

Força de preensão manual 1ª tentativa (kgf)

Força de preensão manual 2ª tentativa (kgf)

Força de preensão manual 3ª tentativa (kgf)

Melhor força de preensão manual (kgf)

Força de preensão manual estimada (kgf)

Força de preensão manual, % do predito (kgf)

Avaliação isocinética do joelho - Pico de torque (N-M)

Realização do teste:

- Yes
 No

Se não, descreva o motivo:

Pico de torque - extensão 60°/s (N-M)

Pico de torque - flexão 60°/s (N-M)

Pico de torque - extensão 300°/s (N-M)

Pico de torque - flexão 300°/s (N-M)

Avaliação isocinética do joelho - Coeficiente de variação (%)

Coeficiente de variação - extensão 60°/s (%)

Coeficiente de variação - flexão 60°/s (%)

Coeficiente de variação - extensão 300°/s (%)

Teste De Caminhada De Seis Minutos

Se não, descreva o motivo:

Realização do teste:

- Yes
 No

Teste de caminhada de 6 minutos - inicial

Horário (h:min)

Pressão arterial sistólica (mmHg)

Pressão arterial diastólica (mmHg)

Frequência cardíaca (bpm)

Frequência cardíaca (% do máximo)

Dispneia (Borg)

Fadiga dos membros inferiores (Borg)

Teste de caminhada de 6 minutos - final

Horário (h:min)

Pressão arterial sistólica (mmHg)

Pressão arterial diastólica (mmHg)

Frequência cardíaca (bpm)

Frequência cardíaca (% do máximo)

Dispneia (Borg)

Fadiga dos membros inferiores (Borg)

Número de voltas (x 60m)

Volta parcial (m)

Distância percorrida (m)

Distância percorrida prevista (m)

Distância percorrida (% do previsto)

Classificação da distância percorrida

- Reduzida (< 80% do previsto)
 Desejável (de 80 a 120% do previsto)
 Excelente (>120% do previsto)

Pico de VO₂ (mL/min)

Pico de VO₂ (mL/min/kg)

Pico de VCO₂ (mL/min)

Ventilação máxima (L/min)

Glicemia E Lipídeos Sanguíneos

Realização do exame: Yes
 No

Se não, descreva o motivo:

Glicemia e lipídeos sanguíneos

Glicemia de jejum (mg/dL)

Classificação da glicemia Normal (até 100 mg/dl)
 Elevado (101 a 139 mg/dl)
 Diabetes (a partir de 140 mg/dl)

Colesterol total (mg/dL)

Classificação do colesterol total Desejável (até 200 mg/dl)
 Limítrofe (201 a 239 mg/dl)
 Elevado (a partir de 240 mg/dl)

HDL Colesterol (mg/dL)

LDL Colesterol (mg/dL)

VLDL Colesterol (mg/dl)

Triglicérides (mg/dL)

Classificação dos triglicérides Desejável (até 200 mg/dl)
 Aumentado (maior que 200 mg/dl)