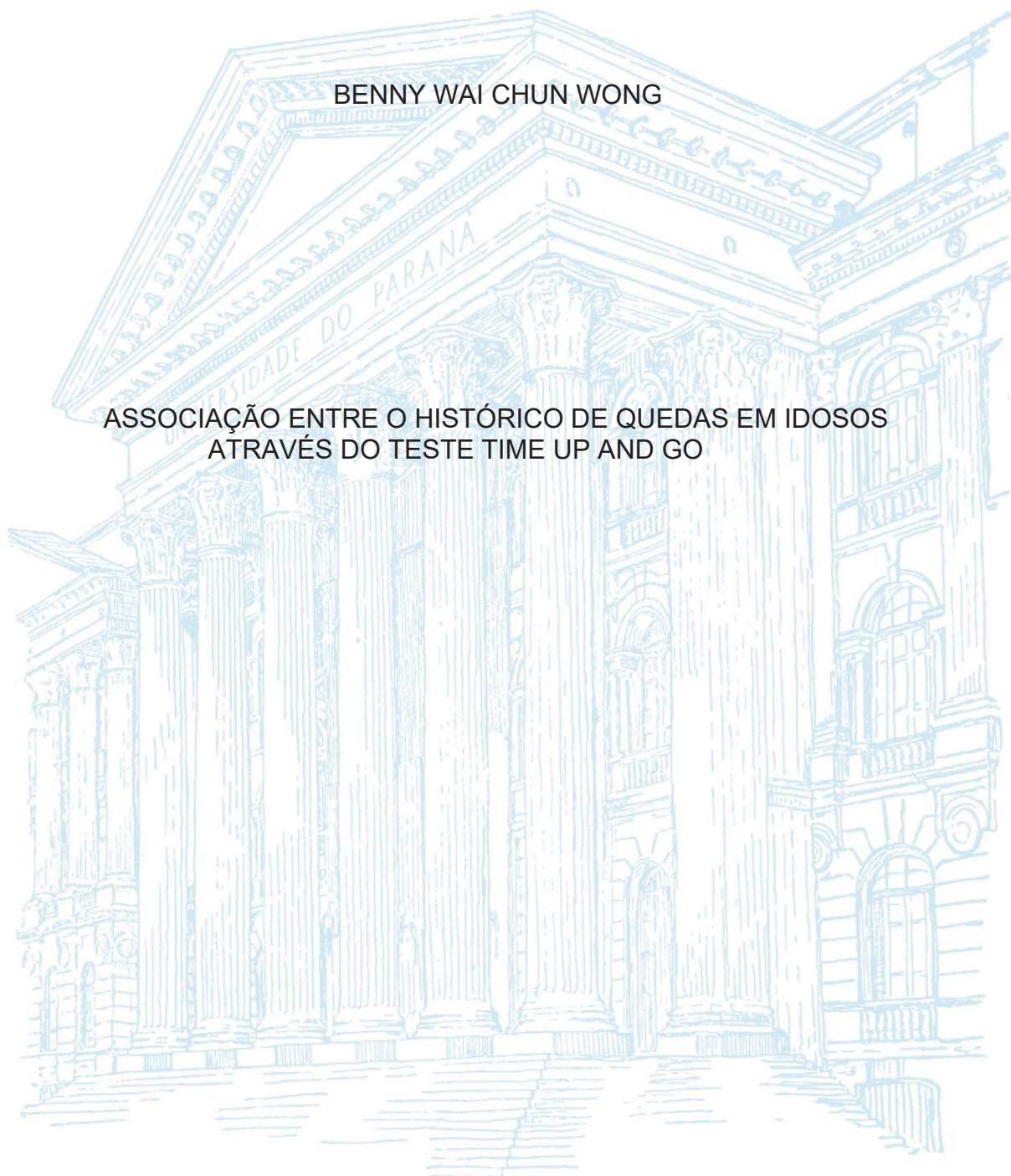


UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

BENNY WAI CHUN WONG

ASSOCIAÇÃO ENTRE O HISTÓRICO DE QUEDAS EM IDOSOS
ATRAVÉS DO TESTE TIME UP AND GO



CURITIBA

2023

BENNY WAI CHUN WONG

ASSOCIAÇÃO ENTRE O HISTÓRICO DE QUEDAS EM IDOSOS
ATRAVÉS DO TESTE TIME UP AND GO

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

Orientador: Prof. Dr. André Luiz Felix Rodacki

Co-orientador: Prof. Dr. John Jairo Villarejo Mayor

CURITIBA

2023

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO (CIP)
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SISTEMA DE BIBLIOTECAS – BIBLIOTECA DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS

Wong, Benny Wai Chun, 1997-.

Associação entre o histórico de quedas em idosos através do teste Time up and go. / Benny Wai Chun Wong. – Curitiba, 2023.
1 recurso on-line : PDF.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal do Paraná, Setor de Ciências Biológicas. Programa de Pós-Graduação em Educação Física.
Orientador: Prof. Dr. André Luiz Felix Rodacki.
Coorientador: Prof. Dr. John Jairo Villarejo Mayor.

1. Envelhecimento. 2. Acidentes por quedas. 3. Idosos. I. Rodacki, André Luiz Félix, 1965-. II. Villarejo Mayor, John Jairo. III. Universidade Federal do Paraná. Setor de Ciências Biológicas. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. III. Título.



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EDUCAÇÃO FÍSICA -
40001016047P0

TERMO DE APROVAÇÃO

Os membros da Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação EDUCAÇÃO FÍSICA da Universidade Federal do Paraná foram convocados para realizar a arguição da Dissertação de Mestrado de BENNY WAI CHUN WONG intitulada: ASSOCIAÇÃO ENTRE O HISTÓRICO DE QUEDAS EM IDOSOS ATRAVÉS DO TESTE TIME UP AND GO, sob orientação do Prof. Dr. ANDRE LUIZ FELIX RODACKI, que após terem inquirido o aluno e realizada a avaliação do trabalho, são de parecer pela sua APROVAÇÃO no rito de defesa.

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

Curitiba, 19 de Dezembro de 2023.

Assinatura Eletrônica

19/12/2023 21:18:08.0

ANDRE LUIZ FELIX RODACKI

Presidente da Banca Examinadora

Assinatura Eletrônica

20/12/2023 07:53:05.0

VITOR BERTOLI NASCIMENTO

Avallador Externo (PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ)

Assinatura Eletrônica

19/12/2023 16:43:14.0

SERGIO TEIXEIRA DA FONSECA

Avallador Externo (UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS)

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer a minha família, principalmente minha mãe e meus avós, que são as pessoas que eu mais amo nesse universo. Sem vocês ao meu lado, nada disso seria possível.

Ao meu Professor orientador, Rodacki, que me introduziu ao mundo da pesquisa e me aceitou como aluno de iniciação científica mesmo sendo aquele menino tímido que todo mundo achava estranho. Obrigado por sempre me incentivar a ser um pesquisador curioso, pela paciência em explicar sobre todos os assuntos, por sua dedicação e disponibilidade ao longo deste trabalho. Especialmente para você: 非常感謝老師所做的一切.

Ao amigo co-orientador, John, que me deu suporte em todos os momentos do mestrado. Passava madrugadas me ensinando sobre programação e muitas vezes deixando de fazer seus projetos pessoais para me ajudar. *Entonces, muchas gracias mi amigo!*

A minha namorada, Tcheska, pelo apoio incondicional e por sempre me incentivar a ser uma pessoa mais focada, organizada e correr atrás dos meus objetivos.

Aos meus colegas e amigos de laboratório, Aline, Barbara, Isa, Sabrine, Luana, Ana, Letícia, Janny, Vivian, Viviane, Marina, Vinnicius, Rauce, Day, Renata, Caio, Roberta, Vitor e Fer, sem vocês, o mestrado com certeza não teria sido tão divertido! Obrigado por me aturarem e por ter deixado tudo sempre mais leve!

Ao melhor secretário da pós graduação do mundo, Rodrigo Waki. Muito obrigado por sempre ser tão solícito e compreensivo durante todo o processo do mestrado. Espero termos mais conversas sobre mijos no futuro!

A Secretária Municipal de São José dos Pinhais e ao Programa Maturidade Ativa por ter possibilitado a realização da pesquisa. Agradecer especialmente a equipe responsável pelo programa, Monica, Duda e Glaceir pela recepção, parceria e por abraçar o projeto. A todos os participantes da pesquisa, agradeço por

dedicarem parte do seu tempo para realizar as avaliações. Se este projeto ocorreu, foi graças a vocês.

Aos meus amigos, Caio, James, Sabrina, Estevan, Jessica, Lucas, Daniel, CD, Fabiano, Chang, Jefferson, Gibson, Jorge, Fernando e Gustavo, obrigado por sempre me apoiarem!

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

RESUMO

As quedas representam o principal acidente entre idosos. Um terço dos idosos experimentam uma queda ao ano e sua prevalência aumenta com a idade. Diante dessa perspectiva, é importante identificar idosos com propensão a quedas. Nesse sentido, o objetivo do estudo foi verificar se o teste Time up and Go (TUG) e o conjuntos de variáveis extraídas desse teste conseguem discriminar o idoso com e sem histórico de queda. O presente estudo tem delineamento transversal e foi composto por 131 idosos da comunidade de Curitiba. A avaliação foi realizada em uma sessão. O histórico de quedas e as características antropométricas foram avaliadas por meio da anamnese; a função cognitiva foi avaliada pelo teste de MoCA; e foi realizado o TUG com sensor inercial na velocidade habitual e acima da usual (TUGVUS). Foram extraídos um conjunto de variáveis dos sinais de aceleração e velocidade angular das fases do TUG por meio de uma rotina específica desenvolvida no Matlab. A análise dos resultados foi feita por meio da estatística descritiva, média e desvio padrão. Foi realizada o teste T de amostras independentes para comparar a performance do TUG, suas subfases e suas variações entre idosos caidores e não caidores. Foi realizada a Análise de Componentes Principais (ACP) no conjunto de variáveis extraídas das fases do TUG e posteriormente o teste T de amostras independentes. Foi desenvolvido um modelo de regressão logística com as variáveis extraídas das fases do TUG e feito a análise da curva de característica de operação do receptor (ROC) e a área sob a curva (AUC) para detectar a acurácia do modelo em discriminar caidores e não caidores. O nível de significância adotado foi de $p < 0.05$. Os resultados evidenciaram que não houve diferenças na performance do TUG, nas suas fases e suas variações entre idoso caidor e não caidor. Na análise da ACP, foi observado diferenças nos componentes principais da fase de levantar, fase da primeira caminhada, fase do segundo giro e fase de sentar do TUG entre os grupos. O modelo de regressão logística apresentou uma boa capacidade em discriminar não caidores e caidores (AUC = 0.821, sensibilidade = 42%, especificidade = 96%), enquanto a performance do TUG apresentou uma baixa capacidade preditiva (AUC=0.493). Com esses resultados, conclui-se que o teste de TUG, suas fases e suas variações apresentam limitações e não são recomendadas como ferramenta para avaliar o risco de queda, enquanto o modelo de regressão baseado em variáveis de aceleração e velocidade angular das fases do TUG apresentou boa capacidade em discriminar idosos com e sem histórico de quedas.

Palavras chave: Envelhecimento. Quedas. Time up and go. sensors inerciais.

ABSTRACT

Falls represent the main accident among older adults. One third of older adults experience a fall per year and its prevalence increases with age. Given this perspective, it is important to identify older adults who are prone to falls. In this sense, the objective of the study was to verify if the Time up and Go (TUG) test and the set of variables extracted from this test can discriminate between older adults with and without a history of falls. The present study has a cross-sectional design and was composed of 131 older adults from the community of Curitiba. The assessment was carried out in one session. History of falls and anthropometric characteristics were assessed through anamnesis; cognitive function was assessed using the MoCA test; and subsequently, the TUG was performed with an inertial sensor at the usual speed and above the usual speed (TUGVUS). A set of variables was extracted from the acceleration and angular velocity signals of the TUG phases through a specific routine developed in Matlab. Analysis of the results was carried out using descriptive statistics, mean and standard deviation. The T-test of independent samples was performed to compare the performance of the TUG, its subphases and its variations between fallers and non-fallers. Principal Component Analysis (PCA) was performed on the set of variables extracted from the TUG phases and subsequently the T test for independent samples. A logistic regression model was carried out with the variables extracted from the TUG phases and the analysis of the receiver operating characteristic curve (ROC) and the area under the curve (AUC) was used to detect the accuracy of the model in discriminating fallers and non-fallers. The level of significance adopted was $p < 0.05$. The results showed that there were no differences in the performance of the TUG, in its phases and its variations between between fallers and non-fallers. In the PCA analysis, differences were observed in the main components of the standing phase, first walk phase, second turn phase and sitting phase of the TUG between the groups. The logistic regression model showed a good accuracy to discriminate non-fallers and fallers (AUC = 0.821, sensitivity = 42%, specificity = 96%), while the TUG performance showed a low predictive accuracy (AUC=0.493). With these results, it is concluded that the TUG test, its phases and variations have limitations and are not recommended as a sensitive tool to identify elderly people at risk of falling, while the model based on acceleration and angular velocity variables of the TUG phases are indicated to discriminate older adults with and without history of falls.

Keywords: Aging. Falls. Timed up and go. inertial sensors.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Representação da coleta do teste de TUG.	19
Figura 2 - Representação do aplicativo sensor log, sua interface e coleta de dados em tempo real	19
Figura 3 - Orientações dos eixos do acelerômetro e do giroscópio. Z: aceleração antero posterior, X: aceleração médio lateral e Y: aceleração vertical.	20
Figura 4 - Momento de sincronização entre os instantes da câmera e o sensor inercial.	22
Figura 5 - Sinais de aceleração do aparelho celular no eixo vertical, médio lateral e antero posterior em suas subfases do teste de TUG.	23
Figura 6 – Sinais de velocidade angular do pitch, yaw e roll em suas subfases do teste de TUG.	24
Figura 7 - Subfases da fase de sentar e levantar. A linha tracejada indica o momento de transição da fase de flexão para fase de extensão. Antes da linha tracejada representa a fase de flexão e o após representa a fase de extensão.	25
Figura 8 – Representação de pontos específicos dos sinais utilizadas para calcular variáveis temporais das fases de levantar e fase de sentar da cadeira.	27
Figura 9 – Representação visual da separação da fase de giro em subida e descida. O 30 % representam o limiar. A linha tracejada representa o momento da velocidade máxima e a separação da fase de subida e descida.	32
Figura 10 – Esquema representativo da alocação dos participantes e os critérios de exclusão da amostra.	37
Figura 11 - Curva de ROC para predição de quedas com o modelo de TUG e de regressão.	50

TABELAS

Tabela 1 - Definição operacional das variáveis da fase de levantar da cadeira do TUG.....	25
Tabela 2 - Definição operacional das variáveis das fases de caminhadas do TUG.	28
Tabela 3 - Definição operacional das variáveis da fases de giros do TUG	29
Tabela 4 - Definição operacional das variáveis da fase de sentar do TUG	32
Tabela 5 – Idade, características antropométricas, pontuação do moca e consumo de medicamento da amostra geral e dos grupos.	38
Tabela 6– Desempenho do TUG, suas fases e subfases, TUG VSU e TUG reserva entre idosos não caidores e caidores.	38
Tabela 7 - Carregamentos (autovalores) das CPs, para a fase de levantar da cadeira do TUG.	40
Tabela 8 - Comparação dos componentes principais (CPs) da fase de levantar do TUG entre idosos com (caidor) e sem (não caidor) histórico de quedas.....	41
Tabela 9 – Carregamentos (autovalores) das CPs, para a fase da primeira caminhada do TUG.	42
Tabela 10 - Comparação dos componentes principais da fase da primeira caminhada do TUG entre idosos com (caidor) e sem (não caidor) histórico de quedas.	42
Tabela 11 – Carregamentos (autovalores) das CP, para a segunda caminhada do TUG.....	43
Tabela 12 -- Comparação dos componentes principais da fase da segunda caminhada do TUG entre idosos com (caidor) e sem (não caidor) histórico de quedas.	44
Tabela 13 – Carregamentos (autovalores) das CPs, para do primeiro giro do TUG.	44
Tabela 14 - Comparação dos componentes principais da fase do primeiro giro do TUG entre idosos com (caidor) e sem (não caidor) histórico de quedas.....	45
Tabela 15 – Carregamentos (autovalores) de diferentes variáveis, em cada CP, para a fase do segundo giro do TUG.	46
Tabela 16 - Comparação dos componentes principais da fase do segundo giro do	

TUG entre idosos com (caidor) e sem (não caidor) histórico de quedas.....	46
Tabela 17 – Carregamentos (autovalores) das CPs, para a fase de sentar do TUG.	47
Tabela 18 - Comparação dos componentes principais da fase de sentar do TUG entre idosos com (caidor) e sem (não caidor) histórico de quedas.	48
Tabela 19 - Razão de chances para o risco de queda com as variáveis de aceleração e velocidade angular das fases do TUG.	49
Tabela 20 - Área sob a curva ROC, intervalo de confiança, ponto de corte, sensibilidade e especificidade dos indicadores para discriminar idosos com (caidor) e sem (não caidor) histórico de quedas.	50

LISTA DE ABREVIATURAS

Accx	Aceleração médio lateral
Accy	Aceleração vertical
Accz	Aceleração antero posterior
ACP	Análise de Componentes Principais
Amp	Amplitude
AP	Antero posterior
AUC	Área abaixo da curva
CI	Intervalo de Confiança
CP	Componente principais
Desc	Descida
DP	Desvio padrão
IMC	Índice de massa corporal
Itug	Time Up and Go Instrumented
Kg	Quilograma
M	Metros
Max	Máximo
MD	Média
Min	Mínimo
ML	Médio lateral
MoCA	Montreal Cognitive Assessment
OR	Odds Ratio
rad seg	Radianos por segundo
Rms	Root mean square
ROC	Característica de Operação do Receptor
Seg	Segundos
Sub	Subida
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TUG	Time up and Go
TUGVSU	Time up and Go acima da velocidade usual
VT	Vertical

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2.1 OBJETIVO GERAL	5
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	5
3 HIPÓTESES	5
4 REVISÃO DE LITERATURA	6
4.1 Quedas	6
4.2 Teste Time up and Go	10
5 MATERIAIS E MÉTODOS	16
5.1 Caracterização do estudo	16
5.2 Participantes	16
5.3 Critérios de inclusão	16
5.4 Critérios de exclusão	16
5.5.1 Anamnese	17
5.5.2 Teste cognitivo - Montreal Cognitive Assessment	17
5.5.3 Teste Time up and Go	17
5.5.4 Tug sob velocidade superior a usual (VSU)	20
5.5.5 TUG reserva	20
5.6 Processamento dos sinais	20
5.6.1 Sincronização e identificação das fases e subfases do TUG	21
5.6.2 Extração das características do TUG	22
5.7 Tratamento de dados e estatística	34
6 RESULTADOS	37
6.1 Características da Amostra	37
6.2 ACP das fases do TUG	39
6.2.1 Fase de levantar da cadeira	39

6.2.2 Caminhada 1	41
6.2.3 Caminhada 2	43
6.2.4 Giro 1	44
6.2.5 Giro 2	45
6.2.6 Sentar	47
6.3 Análise de Regressão Logística e Curvas ROC	48
7. DISCUSSÃO	50
7.1 Prevalência de quedas.....	51
7.2 TUG.....	52
7.3 ACP.....	54
7.3.1 Fases de levantar e de sentar da cadeira.....	54
7.3.2 Fases de caminhada	56
7.3.3 Fases de Giro.....	57
7.4 Regressão e AUC	59
8 CONCLUSÃO	62
9 REFERENCIAS.....	63
APÊNDICE.....	74
APÊNDICE 1- FICHA DE AVALIAÇÃO.....	74
APÊNDICE 2 – MONTREAL COGNITIVE ASSESSMENT	76
APÊNDICE 3 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	77
ANEXO 1 – APROVAÇÃO DO COMITE DE ÉTICA EM PESQUISA – UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ.....	81

1 INTRODUÇÃO

O envelhecimento é um fenômeno global (BEARD et al., 2016; UNITED NATIONS, WORLD POPULATION AGEING, 2019). Em 2019, aproximadamente 9% da população mundial era composta por indivíduos acima de 65 anos, o que equivale aproximadamente 703 milhões de idosos (UNITED NATIONS, WORLD POPULATION AGEING, 2019). As projeções indicam que em 2050, a proporção de idosos será de 16%, ou seja, a cada seis pessoas, uma terá 65 anos ou mais. Desta forma, é necessário elaborar e aprimorar políticas públicas voltadas aos idosos para assegurar melhor qualidade de vida.

O envelhecimento é um processo contínuo, natural e irreversível, acompanhado por alterações fisiológicas agudas e crônicas que resultam em deterioração de vários sistemas orgânicos – cognitivo, cardiovascular, endócrino e, principalmente do sistema músculo esquelético (ANGULO et al., 2020; FRAGALA et al., 2019; KAZEMINIA et al., 2020). Ademais, quando associado a fatores extrínsecos como sedentarismo, baixo nível de atividade física, estado nutricional precário e outras comorbidades, ocorre um declínio acentuado dos sistemas orgânicos (VALENZUELA et al., 2019). Em 2015, a Organização Mundial da Saúde definiu que envelhecimento saudável consiste na aptidão do idoso em realizar as atividades diárias como caminhar, levantar-se da cadeira e subir escadas (BEARD et al., 2016; ORGANIZATION, 2015). Portanto, a saúde e o bem estar do idoso estão diretamente relacionados com a manutenção da funcionalidade e não somente com a ausência de doenças crônicas (ANGULO et al., 2020).

As alterações associadas ao envelhecimento estão atreladas a outros desfechos importantes como, por exemplo, um aumento expressivo no número de quedas (MONCADA, 2018). As quedas representam o principal acidente entre idosos (CUEVAS-TRISAN, 2017; KRUSCHKE; BUTCHER, 2017). Cerca de um terço dos idosos experimentam uma queda ao ano e sua prevalência aumenta com a idade (RAJAGOPALAN; LITVAN; JUNG, 2017; SAFTARI; KWON, 2018). Como consequência, escoriações, lesões, fraturas de fêmur e quadril, luxações, entorses

e concussões ocorrem com frequência após a queda (AMBROSE; CRUZ; PAUL, 2015). Além de lesões físicas, as quedas estão associadas a perda de mobilidade, redução da capacidade funcional, depressão, síndrome de medo de cair, isolamento social, perda da independência e da qualidade de vida (BERRY; MILLER, 2008; CUEVAS-TRISAN, 2017). Diante do elevado número de quedas, os sistemas de saúde públicos são sobrecarregados com despesas médicas direta ou indiretamente associadas (FLORENCE et al., 2018). Desta forma, é importante desenvolver métodos para identificar idosos propensos às quedas a fim de que um conjunto de estratégias preventivas possam ser empregadas para minimizar os riscos.

O teste Time Up and Go (TUG) (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991) tem sido aplicado e recomendado como uma importante ferramenta clínica para identificar idosos com maior risco de quedas (GERIATRICS, 2011). O *National Institute of Clinical Evidence* (NICE, UK, 2013) também sustenta o uso do TUG para a avaliação da marcha e do equilíbrio na prevenção de quedas em idosos. O desempenho no teste é dado pelo tempo requerido para levantar-se de uma cadeira, caminhar 3 metros em um ritmo confortável e seguro, girar, retornar e se sentar. Assim, quanto maior o tempo, pior o desempenho (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991). Ainda que existam algumas variações na execução do TUG (ex. diferentes velocidades), o teste é interessante, pois suas subtarefas refletem algumas atividades diárias dos idosos. A capacidade de transferência, caminhada e mudança de direção, são retratadas no teste e constituem importantes indicativos da mobilidade funcional (WEISS et al., 2011). Além disso, o TUG é amplamente utilizado em ambientes clínicos e de pesquisa devido a pouca instrumentação, mínimo treinamento e rápida aplicação. Desta forma, o TUG é uma ferramenta amplamente aplicada, de fácil uso e acesso.

Apesar da simplicidade, praticidade, facilidade e do baixo custo, sua capacidade de avaliar o risco de queda tem sido questionada (BARRY et al., 2014; BEAUCHET et al., 2011; SCHOENE et al., 2013). Schoene e colaboradores conduziram uma meta análise sobre a capacidade preditiva do TUG para identificar quedas em idosos independentes e observaram baixa a moderada acuracidade

(SCHOENE et al., 2013). Barry e colegas demonstraram que a precisão do TUG é limitada e questionável, não sendo recomendado como um teste isolado para identificar idosos com risco de quedas na prática clínica (BARRY et al., 2014).

Por outro lado, existem evidências de que algumas fases do TUG possuem elevada relação com o risco de quedas (GREENE et al., 2012; SAMPLE et al., 2017; WEISS et al., 2011; ZAKARIA et al., 2015). O TUG pode ser dividido em 6 fases: levantar-se da cadeira, caminhada, giro, caminhada de retorno, segundo giro e sentar-se. Alguns estudos que analisaram os componentes destas fases do TUG demonstram maior capacidade de identificação do risco de queda em idosos quando comparado ao tempo total do teste (GREENE et al., 2012; SAMPLE et al., 2017; WEISS et al., 2011; ZAKARIA et al., 2015). Weiss e colaboradores (2011) demonstraram uma acurácia de 87,3% para discriminar idosos com e sem histórico de quedas a partir das variáveis da fase de sentar-se e levantar-se, enquanto o tempo total do teste apresentou acurácia de 63,4% (WEISS et al., 2011). Greene e colaboradores (2012) conduziram um estudo similar e observaram resultados semelhantes (GREENE et al., 2012). Zakaria e colaboradores (2015) compararam o TUG entre idosos com alto risco e baixo risco de queda e observaram diferenças significativas nas durações, acelerações e velocidades angulares das fases do teste, na velocidade da marcha e na cadência entre grupos (ZAKARIA et al., 2015). Desta forma, identificar objetivamente a relação entre o desempenho geral no TUG e suas fases (ex., durações, velocidades, e acelerações) pode permitir a identificação de idosos com e sem histórico de quedas.

Contudo, apesar dos resultados promissores entre as fases do TUG e o histórico de quedas, não são conhecidos estudo que tenham analisado as variáveis das fases do TUG a partir de uma única amostra. Weiss e colaboradores (2011) não analisaram as variáveis da fase de giro que estão relacionados com o equilíbrio dinâmico (CARONNI et al., 2018; PICARDI et al., 2020). A dificuldade em realizar giros é um fator de risco para quedas, visto que muitas quedas ocorrem durante mudanças de direção e podem resultar em fraturas de quadril (CARONNI et al., 2018). Por outro lado, Greene e colaboradores (2012) avaliaram especificamente as fases da marcha e de giro, mas não incluíram as fases iniciais e finais do teste

(sentar-se e levantar-se). Estas fases são relevantes, pois estão associadas à força e potência dos membros inferiores (GANEA et al., 2011). O elevado número de variáveis que podem ser extraídos das fases do TUG, demanda que todas as variáveis sejam obtidas a partir de uma única amostra de idosos a fim de possibilitar identificar aqueles que já experimentaram uma ou mais quedas.

Em adição, é necessário destacar que a maioria dos estudos realizaram o TUG em velocidade auto selecionada e não aplicaram testes envolvendo velocidades mais elevadas (máxima). Os testes que envolvem velocidades acima da velocidade de caminhada confortável se mostram interessantes, posto que maiores demandas envolvidas no teste (ex., maior ativação muscular, maiores torques, menores tempos de resposta) podem revelar diferenças importantes entre idosos com e sem histórico de quedas. Middleton e colaboradores indicam que a capacidade de aumentar a velocidade (diferença entre a velocidade máxima e a usual) está associada a uma “reserva” que pode ser utilizada na recuperação de equilíbrio e diferenciar idosos com e sem histórico de quedas (MIDDLETON et al., 2016, 2017). Não são conhecidos estudos que tenham analisado as fases do TUG em velocidades acima da velocidade usual (ex. velocidades máximas). Desta forma, o presente estudo tem como objetivo avaliar idosos com e sem histórico de quedas a partir do teste TUG, suas fases e suas variações.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Identificar idosos com e sem histórico de quedas a partir de um conjunto de variáveis associadas ao teste de TUG.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Comparar a performance do TUG considerando as fases e as variações do teste entre idosos caidores e não caidores;
- b) Identificar parâmetros extraídos das fases do TUG baseados em um sensor inercial para caracterizar idosos caidores e não caidores;
- c) Comparar o modelo baseado nos parâmetros extraídos das fases do TUG com o modelo da performance para predição do histórico de quedas em idosos.

3 HIPÓTESES

Para cumprir com os objetivos do estudo, um conjunto de hipóteses foi elaborada:

- H₁ – Será observado diferenças na performance do TUG, suas fases e suas variações entre idosos com e sem histórico de quedas;
- H₂ – Será observado diferenças nos parâmetros extraídos das fases do TUG em idosos caidores e não caidores;
- H₃ – O modelo baseado nos parâmetros extraídos das fases do TUG apresentará melhor predição do histórico de quedas em idosos.

4 REVISÃO DE LITERATURA.

4.1 Quedas

As quedas constituem a principal causa de lesões fatais e não fatais em idosos acima de 65 anos (BET; CASTRO; PONTI, 2019; CUEVAS-TRISAN, 2017; MONCADA; MIRE, 2017). Segundo o relatório de Fardo Global de Doenças, Lesões e Fatores de Risco, em 2019, quedas foram classificadas como a décima sétima principal causa de incapacitação em indivíduos entre 50 a 75 anos, e para idosos acima de 75 anos, a classificação alcançava a oitava colocação (VOS et al., 2020). Aproximadamente 28-35% idosos caem pelo menos uma vez por ano e esses números crescem até 32-42% com o aumento da idade (NILSSON et al., 2016; RAJAGOPALAN; LITVAN; JUNG, 2017; SAFTARI; KWON, 2018). Como consequência, as quedas podem resultar em lesões, fraturas, traumas e, em últimos casos, a morte (AMBROSE; CRUZ; PAUL, 2015). Além disso, os idosos com histórico de queda apresentam maior chance de recorrência, com risco de duas a seis vezes maior de apresentar uma queda futura (KRUSCHKE; BUTCHER, 2017; TINETTI; KUMAR, 2010). Nesse sentido, as quedas são alarmantes e representam um problema de saúde pública global.

A prevalência de quedas varia conforme o país analisado. Nos Estados Unidos, em 2014, com base nos dados fornecidos pelo Sistema de Vigilância dos Fatores de Risco Comportamental, 28,7% da população idosa americana reportou queda pelo menos uma vez nos 12 meses anteriores, o que resultou em 29 milhões de quedas (BERGEN; STEVENS; BURNS, 2016). Dos idosos que caíram, 37,5% relataram necessidade de tratamento médico pós queda, resultando em 7 milhões de lesões. Dentre esses idosos, 2,8 milhões foram tratados no departamento de emergência, 800 mil foram hospitalizados e aproximadamente 27 mil faleceram após o evento de queda (BERGEN; STEVENS; BURNS, 2016). Em 2018, foi conduzido novamente a pesquisa e 27,5% dos idosos reportaram pelo menos uma queda nos últimos 12 meses, equivalente a 35,6 milhões de quedas (MORELAND; KAKARA; HENRY, 2020). Dentre os idosos que caíram, 3 milhões visitaram o departamento de emergência, 950 mil foram hospitalizados e aproximadamente 32

mil faleceram por lesão relacionada a quedas (MORELAND; KAKARA; HENRY, 2020).

No Brasil, o número de quedas em idosos também é preocupante. Siqueira e colaboradores (2011) conduziram um estudo transversal em 100 municípios de 23 estados para determinar a prevalência de quedas no Brasil. Como resultado, foi observado que 27,6% da população idosa brasileira reportaram pelo menos uma queda em algum momento (SIQUEIRA et al., 2011). Quando analisado por região geográfica, a prevalência era distinta, variando de 18,6% na região do norte para 30% na região sudeste. Dos idosos que caíram, 3% tiveram fratura e 0,7% foram encaminhados para cirurgia (SIQUEIRA et al., 2011). Abreu e colaboradores (2016) analisaram as tendências de admissão em hospitais e mortalidade em idosos entre o período de 1996 a 2012 no Brasil e seus estados. Nesse intervalo de 16 anos, tiveram aproximadamente 67 mil mortes e 942 mil admissões. Foi observado um aumento de 200% na taxa de mortalidade, de 1,25 para 3,75 mortes por 10 mil idosos, um incremento de 15% ao ano entre 1996 e 2012. Em relação a taxa de admissão, ocorreu um aumento de 1500%, de 2,58 para 41,37 por 10 mil idosos (ABREU et al., 2018). Nesse sentido, diante a esse cenário global, é necessário encontrar estratégias para minimizar o número de quedas em idosos e suas consequências.

As lesões decorrentes da queda são responsáveis por inúmeros prejuízos como aumento da taxa de admissão nos hospitais, internação hospitalar e piora do quadro clínico de idosos com comorbidades. Entre 10 a 30% das quedas em idosos resultam em lesões moderadas a graves como lacerações, fraturas e traumatismo cerebrais (AMBROSE; CRUZ; PAUL, 2015; GANZ; LATHAM, 2020; TINETTI; KUMAR, 2010). Estima-se que 87% de todas as fraturas em idosos são causadas por quedas (AMBROSE; CRUZ; PAUL, 2015). As fraturas mais recorrentes após a queda em idosos são na região do quadril, punho e coluna. Nilson e colaboradores realizaram um acompanhamento de 130 mil idosos em um período médio de 8 meses e reportaram que 2% dos caídores tiveram fratura no quadril (NILSSON et al., 2016), que é muito similar as porcentagens encontradas em outro estudo (MASUD; MORRIS, 2001). As fraturas estão associadas a complicações como

tromboembolismo, pneumonia, doenças cardíacas, incontinência urinária e delírios, o que leva a maior chance de internações prolongadas em ambientes hospitalares e em casa de repouso e, em alguns casos, pode levar ao óbito (AMBROSE; CRUZ; PAUL, 2015; TINETTI; KUMAR, 2010). Além disso, a fratura pós queda acarreta na perda da função física, aumento dos níveis de ansiedade e depressão, redução da mobilidade e da capacidade funcional, isolamento social, e perda da independência e autonomia (BERRY; MILLER, 2008).

Diante do alto índice de quedas em idosos, isso resulta em consumo de serviços da saúde para tratamento, gerando despesas médicas significativas e sobrecarregando o sistema de saúde. Os custos podem ser separados em diretos e indiretos. Os diretos incluem gastos com consultas médicas e hospitalares, atendimento domiciliar, fisioterapia e reabilitação, procedimentos cirúrgicos, insumos hospitalares, exames para diagnósticos, medicamentos, alterações domiciliares e transporte (MASUD; MORRIS, 2001). Os gastos indiretos são relacionados aos efeitos de longo prazo dessas lesões, como incapacitação, dependência de outras pessoas, perda produtividade no trabalho e nas tarefas domésticas, e redução da qualidade de vida (MASUD; MORRIS, 2001).

Nos Estados Unidos, em 2015, as despesas médicas totalizaram 50 bilhões de dólares, sendo 754 milhões e 49,5 bilhões de dólares para acidentes fatais e não fatais, respectivamente (FLORENCE et al., 2018). Além disso, espera-se que nos próximos anos esses gastos sejam ainda maiores. Houry e colaboradores (2015) realizaram uma projeção dos impactos econômicos dos tratamentos médicos resultantes da queda para o ano de 2030 nos Estados Unidos e foi estimado que o valor superará 100 bilhões de dólares, ou seja, um crescimento de 100% em relação aos gastos de despesas médicas de 2015 (HOURY et al., 2016). No Brasil os gastos com tratamento de quedas também são preocupantes. Silveira e colaboradores (2020) investigaram os gastos hospitalares federais do Sistema Único de Saúde decorrentes de quedas entre o período de 2000 a 2018 e foi observado um custo anual aproximado de 135 milhões de reais neste intervalo. Além disso, ao longo dos 18 anos, ocorreu um crescimento de 4% dos gastos por ano, o que equivale a um aumento anual de 4,5 milhões de reais (DA SILVEIRA et al., 2020). Outro estudo

conduzido por Arndt e colaboradores (2011) que analisou o custo direto da fratura de fêmur por quedas em idosos, concluiu que para cada paciente, o custo dos recursos médicos hospitalares era próximo de 40 mil reais (ARNDT; TELLES; KOWALSKI, 2011). Além disso, as despesas não terminam com a alta hospitalar. Gastos com fisioterapia, atendimento domiciliar, serviços de consulta e diagnóstico estão presentes após o pós operatório, ou seja, o custo da assistência permanece significativa até a reabilitação do paciente (ARNDT; TELLES; KOWALSKI, 2011). Dessa forma, é necessário adotar políticas públicas que visam minimizar o número de quedas em idosos, principalmente devido a sobrecarga nos sistemas de saúde e seu impacto financeiro sobre a economia. Porém, é necessário compreender os mecanismos e os fatores que influenciam diretamente e indiretamente no evento de queda para efetuar decisões efetivas e sustentáveis ao longo prazo para reduzir o número de ocorrências de quedas.

Queda é definida como evento inesperado em que o sujeito cai no chão ou abaixo do nível que se encontrava de maneira não intencional (WHO, 2008). É resultante de uma complexa interação entre fatores de riscos, que são classificadas em quatro dimensões: biológicas, comportamentais, ambientais e socioeconômicas. Os fatores biológicos abrangem as características individuais do sujeito, como sexo, raça e idade. Os fatores ambientais estão relacionados as ações do indivíduo, como ingestão de medicamentos, consumo excessivo de álcool e comportamento sedentário, que normalmente podem ser modificados com mudanças comportamentais. Por outro lado, os fatores ambientais englobam as condições dos ambientes circundantes e os perigos domésticos como superfícies escorregadias, tapetes soltos, iluminação insuficiente e calçadas irregulares. Por fim, os fatores de risco socioeconômicos estão relacionados a condição social e a situação econômica do indivíduo (WHO, 2008). Além disso, outros fatores como histórico de queda, medo de cair, uso de dispositivos auxiliares (bengala e andador), presença de doenças crônicas (depressão, doença de Parkinson, derrame, hipertensão, diabetes, distúrbios vestibulares, síncope, sarcopenia e artrose), comprometimento cognitivo, distúrbios na marcha, deficiência visual, disfunção no equilíbrio e fraqueza nos membros inferiores são consideradas como fatores de risco de queda

(GANZ; LATHAM, 2020; HACIDURSUNOĞLU ERBAŞ; ÇINAR; ETI ASLAN, 2021).

Conforme o indivíduo aumenta o número de fatores de risco, maior será a chance de apresentar uma queda futura (TINETTI; KUMAR, 2010; TINETTI; SPEECHLEY; GINTER, 1988). Tinetti e colaboradores conduziram um estudo prospectivo para avaliar os fatores de risco de queda em idosos. Para isso, acompanharam 336 idosos acima de 75 anos durante 1 ano e foi observado que o risco de queda aumentou de 8% para 19%, 32%, 60% e 72% à medida que o número de fatores de risco presente no indivíduo aumenta de 1 para 4 (TINETTI; SPEECHLEY; GINTER, 1988). Desta forma, é necessário realizar uma avaliação individualizada dos riscos de queda presentes no idoso para proporcionar intervenções específicas que possam minimizar a ocorrência de quedas e suas consequências.

4.2 Teste Time up and Go

O teste Time up and Go (TUG), proposto por Podsiadlo e Richardson (1991), é uma ferramenta clínica que avalia o equilíbrio dinâmico e a mobilidade do idoso. O desempenho é analisado por meio do registro do tempo para realizar o movimento de levantar-se da cadeira, caminhar 3 metros, realizar um giro e retornar para sentar-se, sendo que maiores tempos indicam mobilidade e equilíbrio dinâmico reduzido (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991). Devido ao teste ser de baixo custo, simples, prático, sem utilização de instrumentos sofisticados e fácil familiarização pelos aplicadores, é amplamente utilizado em âmbitos clínicos e de pesquisa (BARRY et al., 2014).

Dentre as principais aplicações do TUG, encontra-se a avaliação do risco de quedas em idosos. A Sociedade Americana de Geriatria e o Instituto Nacional de Evidência Clínica recomendam o TUG como ferramenta clínica para identificar idosos caidores (FEDER, 2004; GERIATRICS, 2011). Alguns estudos de revisão sistemática examinaram a utilidade clínica do TUG para discriminar idosos com baixo e alto risco de quedas (BARRY et al., 2014; BEAUCHET et al., 2011; SCHOENE et al., 2013). Em geral, idosos com desempenhos igual ou superior a 13.5s têm sido considerados como tendo elevado risco de quedas (SHUMWAY-

COOK; BRAUER; WOOLLACOTT, 2000).

No entanto, pesquisadores vem questionando a recomendação das diretrizes em relação ao TUG como meio de avaliação de risco de queda (BARRY et al., 2014; BEAUCHET et al., 2011; SCHOENE et al., 2013). Schoene e colaboradores conduziram uma revisão sistemática com meta análise sobre a capacidade preditiva do TUG para identificar quedas em idosos independentes e observaram que idosos caidores e não caidores apresentavam uma diferença de 0.63 segundos na performance do TUG. Em relação ao desfecho de acurácia, foram observados valores de baixa a moderada precisão entre os estudos (SCHOENE et al., 2013). Ainda, outra revisão sistemática com meta análise verificou os valores preditivos para identificar idosos com risco de queda por meio do TUG e observaram valores de 32%, 73% e 57% para sensibilidade, especificidade e acurácia, respectivamente (BARRY et al., 2014). Desta forma, é necessário rever a utilização da ferramenta TUG como avaliação de risco de queda em idosos.

A principal limitação que os pesquisadores apontam em relação ao teste de TUG é a análise do desempenho somente pelo tempo total de execução da tarefa (ANSAI et al., 2017; VERVOORT et al., 2016; WEISS et al., 2011). A ausência de variáveis cinéticas e cinemáticas que podem conter informação relevante ao risco de queda e dos tempos parciais das diferentes atividades funcionais que compõem o teste tornam a análise superficial (ANSAI et al., 2017; VERVOORT et al., 2016). A fim de contornar essas limitações, alguns pesquisadores vêm sugerindo e implementando uma análise mais detalhada do TUG por meio da subdivisão das fases do TUG e pela utilização de equipamentos sofisticados (acelerômetros, giroscópio, câmeras) para proporcionar variáveis cinéticas e cinemáticas durante a avaliação (GREENE et al., 2012; MIRELMAN et al., 2014; WEISS et al., 2011; ZAKARIA et al., 2015). Além disso, a extração de maior quantidade de informação do TUG facilita a identificação das anomalias do indivíduo durante as fases do TUG e proporciona intervenções mais específicas e direcionadas para o problema (ZAKARIA et al., 2015).

O teste de TUG pode ser dividido especificamente em 6 fases distintas de execução: 1) fase de levantar da cadeira, 2) fase de caminhar 3 metros, 3) fase do

giro, 4) fase de retorno, 5) fase do segundo giro e, por fim, 6) fase de sentar na cadeira, sendo que cada fase apresenta sua particularidade e se assemelham as atividades funcionais diárias dos idosos (PONCIANO et al., 2020; SALARIAN et al., 2010; VERVOORT et al., 2016).

A fase de levantar da cadeira, definida como um movimento de levantar de uma cadeira para uma postura ereta, é uma tarefa diária frequentemente utilizada pelos idosos (YOSHIOKA et al., 2012). Esta fase apresenta uma relação direta com força e potência muscular dos membros inferiores em idosos (CHENG et al., 2014; DOHENY et al., 2013; GANEA et al., 2011). Com o processo de envelhecimento, se observa uma redução significativa da capacidade de produção de força e principalmente da potência muscular (GOODPASTER et al., 2006). Essa diminuição da potência muscular, especialmente dos membros inferiores, está associada a detrimento da capacidade funcional, da mobilidade, do equilíbrio e maior risco de quedas em idosos (CHENG et al., 2014; DOHENY et al., 2013; GANEA et al., 2011; POJEDNIC et al., 2012). Cheng e colaboradores analisaram a potência muscular dos membros inferiores de idosos caidores e não caidores durante a tarefa de levantar-se da cadeira por meio de uma plataforma de força. Dentre os resultados, foi observado que a potência máxima dos membros inferiores e a duração total e das subfase da tarefa de levantar da cadeira tiveram diferença significativas entre os grupos (CHENG et al., 2014). Outro estudo similar que analisou a tarefa de levantar da cadeira entre idosos caidores e não caidores, observou que os caidores apresentavam menor velocidade vertical do centro de massa, maior flexão de tronco e duração mais prolongada na fase de levantar-se da cadeira (MELIA; GUZMA, 2010).

Na fase da caminhada do teste de TUG, a marcha é uma atividade complexa que envolve uma série de movimentos rítmicos e alternados do tronco e membros, e que se busca realizar com o menor custo energético (CRUZ-JIMENEZ, 2017; RONTAL, 2018). Os distúrbios na marcha comprometem diretamente a independência e aumentam o risco de queda e lesões em idosos (PIRKER; KATZENSCHLAGER, 2017). A prevalência de distúrbios da marcha aumenta com a idade (CRUZ-JIMENEZ, 2017; MAHLKNECHT et al., 2013). Cerca de 10 % dos

idosos entre 60 a 69 apresentam distúrbios na marcha e esses valores sobem acima de 60 % em idosos com mais de 80 anos (MAHLKNECHT et al., 2013). Dentre as principais alterações na marcha presente no processo de envelhecimento estão a redução na velocidade da marcha, diminuição da passada, aumento da fase de apoio, flexão plantar reduzida, desequilíbrio durante a ambulação e declínio do controle médio lateral do quadril (CRUZ-JIMENEZ, 2017). Desta forma, avaliar aspectos temporais da fase da marcha durante o teste de TUG pode auxiliar na identificação de anomalias na marcha.

Por fim, o giro é um ato motor frequentemente utilizado por idosos, principalmente na realização das atividades diárias básicas. A dificuldade em realizar um giro durante a caminhada está associado a mobilidade prejudicada, incapacidade funcional, perda da independência, redução da qualidade de vida e quedas (LEACH et al., 2018; YAMAGUCHI et al., 2012). Robinovitch e colaboradores analisaram as circunstâncias de queda em idoso em seus domicílios e foi observado que 7% das quedas ocorreram durante a caminhada associado ao giro e 6% das quedas ocorreram durante a tarefa de levantar e girar (ROBINOVITCH; FELDMAN; YANG, 2013). Além disso, as quedas que ocorrem durante o giro resultam em 8 vezes mais fraturas no quadril quando comparado as quedas durante a marcha linear (CUMMING; KLINEBERG, 2006). Outro estudo conduzido por Caronni e colaboradores, demonstrou que a velocidade angular e a duração do giro no teste de TUG apresentam associação com o equilíbrio dinâmico medido pelo teste Mini-BesTest (CARONNI et al., 2018). Desta forma, a análise do giro no teste de TUG pode fornecer indicativos de alteração no equilíbrio do indivíduo. Em conclusão, a avaliação individualizada das fases do teste de TUG pode proporcionar informações mais detalhadas e identificar em quais fases do teste o idoso apresenta deficiência e, a partir disso, procurar estratégias e intervenções específicas e direcionadas para aquele problema.

A divisão do teste de TUG em fases associado a análises sofisticadas por meio de equipamentos, conhecido por Time Up and Go Instrumented (iTUG), demonstraram resultados interessantes em diversas populações como obesos (CIMOLIN et al., 2019), pacientes com doença de Parkinson (PICARDI et al., 2020;

VAN LUMMEL et al., 2016a; WEISS et al., 2010), idosos frágeis ((GALAN-MERCANT; CUESTA-VARGAS, 2015), idosos com disfunção cognitiva (MIRELMAN et al., 2014) e, principalmente, idosos caidores (GREENE et al., 2012; SAMPLE et al., 2017; WEISS et al., 2011; ZAKARIA et al., 2015).

Os estudos que analisaram o desempenho das fases do TUG demonstraram relação elevada com o risco de queda em idosos. Weiss e colaboradores (2011) compararam idosos caidores e não caidores pelo teste iTUG. Não houve diferenças na performance do TUG entre os grupos, enquanto no iTUG foi observado diferenças significativas para variáveis como velocidade da marcha, duração do passo, desvio padrão da aceleração do eixo antero posterior e amplitude de movimento na fase de levantar e sentar (WEISS et al., 2011). Além disso, na análise de regressão logística, foi observado que as variáveis extraídas do iTUG apresentaram uma acurácia de 88%, enquanto o teste de TUG tradicional foi de 63.4%, uma diferença de 25.4% na capacidade de predição (WEISS et al., 2011).

Ainda, Zakaria e colaboradores realizaram um estudo comparativo entre idosos caidores e não caidores no teste de iTUG (ZAKARIA et al., 2015). Como resultado, foi encontrado que idosos caidores apresentavam menor aceleração e velocidade angular durante a caminhada, maior duração na fase de caminhada e de giro, menor velocidade angular na fase de giro e menor aceleração vertical na fase de levantar comparado a idosos não caidores. Além disso, os autores sugerem que a análise do TUG em fases pode auxiliar na identificação de qual atividade o indivíduo apresenta comprometimento. No estudo, são demonstrado 2 sujeitos (A e B) que apresentaram a mesma performance temporal no teste de TUG, contudo, quando analisado em fases, é possível verificar que o sujeito A apresentava maior dificuldade no giro, enquanto o sujeito B apresentava déficit na marcha, apesar de ambos apontarem o mesmo tempo no teste de TUG. Dessa forma, com o maior detalhamento do teste de TUG, o profissional de saúde consegue identificar e fornecer intervenções específicas para os indivíduos (ZAKARIA et al., 2015).

Ainda, Greene e colaboradores realizaram um estudo retrospectivo com 349 idosos comparando o iTUG, TUG tradicional e o teste de Berg na predição de quedas. Foi observado acurácia de 76,8%, 60,6% e 61,4% para iTUG, TUG e teste

de Berg, respectivamente (GREENE et al., 2010). Além disso, posteriormente, o mesmo grupo conduziu o mesmo experimento de forma prospectiva (GREENE et al., 2012). Acompanharam 226 idosos durante um período de 2 anos por meio de contato telefônico. Foi encontrado que o iTUG apresentou valores de 79%, 73% e 82% para acurácia, sensibilidade e especificidade, respectivamente, na identificação de idosos caidores; o teste de TUG apresentou valores de 55%, 42% e 62% para acurácia, sensibilidade e especificidade, respectivamente; o teste de Berg apresentou valores 63%, 44% e 73% para acurácia, sensibilidade e especificidade, respectivamente. Ou seja, a classificação por modelos derivados pelas variáveis do iTUG apresentou maior precisão na estimativa de risco de queda comparado ao teste de TUG e teste de Berg (GREENE et al., 2012).

5 MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Caracterização do estudo

Este estudo é de natureza transversal e está baseado numa abordagem descritiva, correlacional e comparativa, com objetivo de analisar a relação entre um conjunto de variáveis extraídas das fases do teste TUG em idosos com e sem histórico de queda. Os procedimentos do estudo foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná sob o número 5.854.758 (ANEXO 1).

5.2 Participantes

Os participantes foram recrutados voluntariamente a partir da divulgação do projeto pelos meios de comunicação da UFPR, jornais locais, panfletos expostos em Unidades Básicas de Saúde e redes sociais. Os voluntários que se interessaram foram informados detalhadamente sobre os objetivos e os procedimentos da pesquisa e os que aceitaram participar da pesquisa assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice 3).

5.3 Critérios de inclusão

Foram incluídos indivíduos de ambos os sexos, com idade igual ou superior a 60 anos, com marcha independente, que não se enquadram em nenhum critério de exclusão e que concordaram com os procedimentos da pesquisa e assinaram o termo de consentimento.

5.4 Critérios de exclusão

Não foram incluídos indivíduos com limitações físicas ou motoras que impossibilitem a realização do teste TUG; que utilizam aparatos assistivos para a marcha; com diagnósticos de doenças neurológicas (Doença de Parkinson, Neuropatia Periférica, AVC), e problemas cardiovasculares e osteomusculares que

possam influenciar a marcha e a mobilidade. Também, não foram incluídos indivíduos que façam uso de medicamentos que influenciem o equilíbrio.

5.5 Desenho experimental

As avaliações foram realizadas em uma única sessão, dividida em duas etapas. A primeira etapa consistiu na realização de uma anamnese, teste cognitivo e mensuração das medidas antropométricas (massa e estatura). Na segunda etapa, os participantes realizaram o teste TUG em 2 condições: velocidade normal e velocidade acima da usual, seguindo estritamente esta sequência.

5.5.1 Anamnese

A anamnese foi composta por questões acerca das características do participante como idade, sexo, escolaridade, consumo de medicamentos e histórico de quedas (Apêndice 1). Para a avaliação do histórico de quedas, os participantes foram questionados sobre a ocorrência de quedas no último ano: “O(a) Sr(a) apresentou algum episódio de queda nos últimos doze meses?” (BENTO et al., 2010).

5.5.2 Teste cognitivo - Montreal Cognitive Assessment

O Montreal Cognitive Assessment (MoCA) foi desenvolvido como um instrumento breve para rastreio do déficit cognitivo. Este instrumento avalia diferentes domínios cognitivos: atenção e concentração, função executiva, memória, linguagem, capacidade visual-construtiva, raciocínio abstrato, cálculo e orientação.

5.5.3 Teste Time up and Go

A avaliação seguiu a proposta de Podsiadlo e Richardson (1991). O sujeito iniciou o teste sentado numa cadeira padronizada (altura do banco de 45 cm), com as costas apoiadas no encosto e sob o comando verbal “já”, realizou o teste na velocidade habitual ou auto selecionado pelo sujeito (PODSIADLO; RICHARDSON,

1991). O teste consistia em realizar o movimento de levantar-se da cadeira, caminhar 3 metros, realizar um giro por qualquer um dos lados e retornar pelo mesmo percurso e sentar-se na cadeira (Figura 1). O teste era finalizado quando o participante apoiava totalmente suas costas no encosto da cadeira. Antes de iniciar objetivamente o teste, foram realizadas algumas familiarizações para verificar se o participante compreendeu as orientações do teste. Os participantes realizaram 3 tentativas, com intervalo de 30 segundos entre elas. Caso o participante cometesse algum erro durante o teste, era anulada a tentativa, repassado as instruções novamente e realizado mais uma tentativa.

Antes de iniciar o teste, foi posicionado uma braçadeira de suporte para celular na região do esterno do participante, por meio de fita elástica. O celular era posto dentro da braçadeira, com a tela voltada para frente, seguindo os procedimentos definidos por Galan-Merchant e colegas e Salarian e associados (GALAN-MERCANT; CUESTA-VARGAS, 2015; SALARIAN et al., 2010). Além disso, foi posicionado uma câmera de um aparelho smartphone, perpendicularmente ao plano de deslocamento do participante para registros das fases do TUG. O aparelho celular e a câmera eram ativados e desligados antes e após o início e término de cada tentativa, respectivamente.

A coleta dos sinais de aceleração e velocidade angular durante o teste, foi realizada pelo aplicativo Sensor Log do aparelho móvel celular (Modelo Iphone 8 Plus, Apple, Cupertino, CA, USA; 158.4 x 78.1 x 7.5 mm, 202 g), que consegue extrair os sinais do acelerômetro, giroscópio e magnetômetro triaxial embutidos no aparelho (Figura 2). A frequência de aquisição dos sensores adotados foi de 100 Hz. Os sinais coletados eram armazenados no celular e exportados para um computador pessoal. A Figura 3 mostra as orientações dos eixos do acelerômetro e do giroscópio.

O registro das fases do TUG foi realizado por um aparelho móvel celular (Modelo Redmi Note 8, Xiaomi, CHINA, 158.3 x 75.3 x 8.4 mm, 190 g). A frequência de aquisição adotado pela câmera foi de 30Hz.

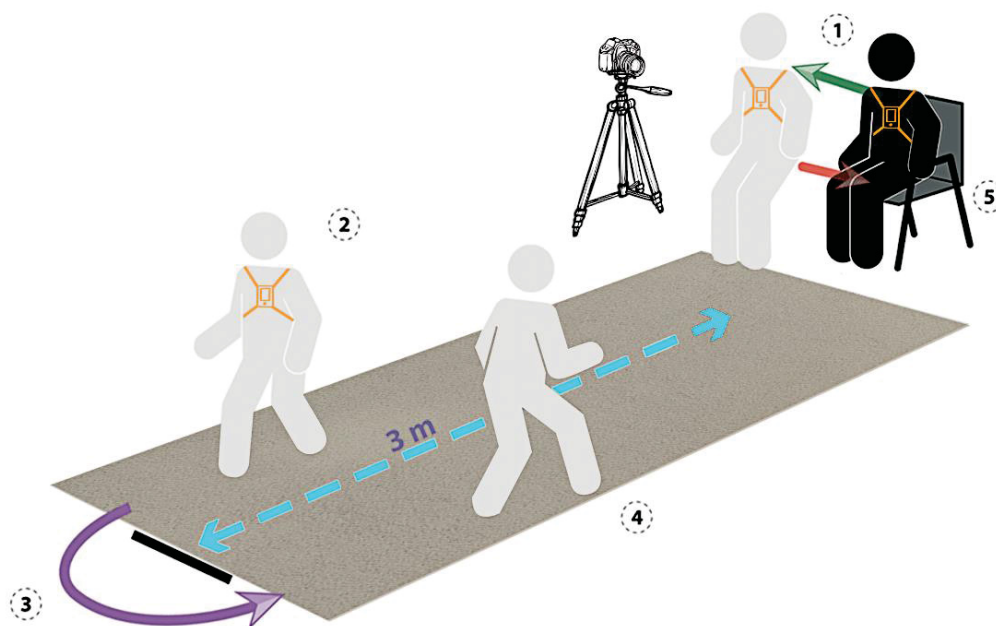


Figura 1 - Representação da coleta do teste de TUG.

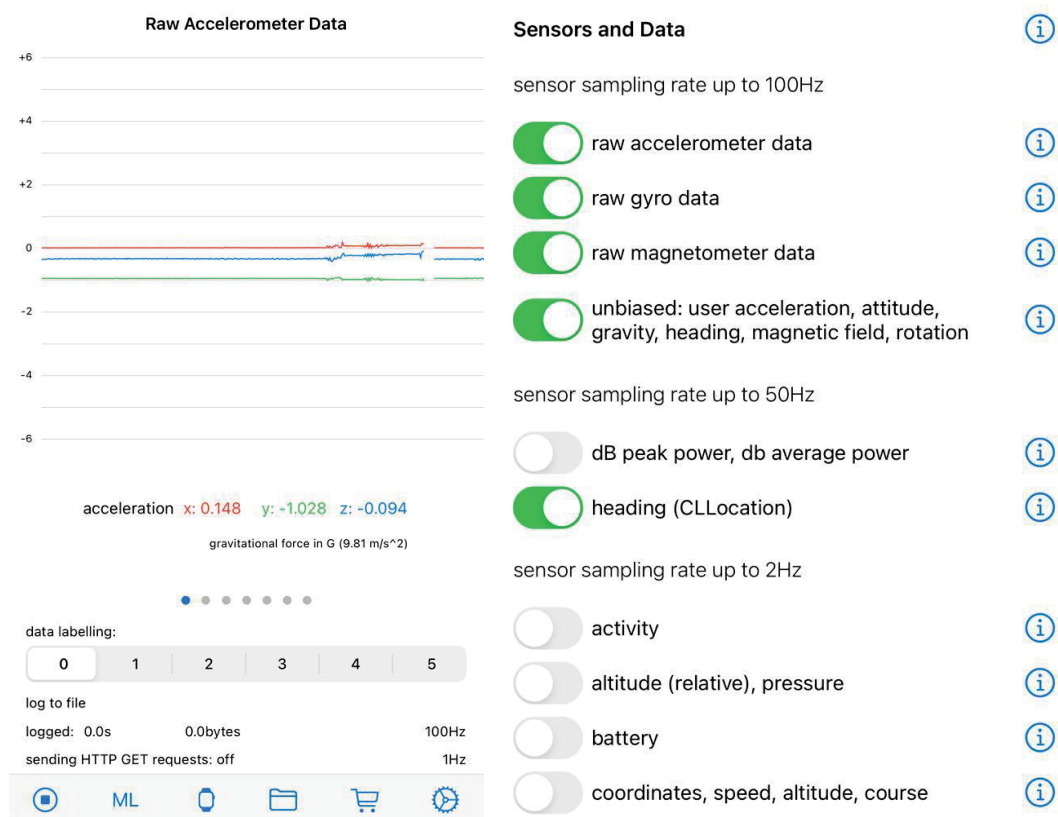


Figura 2 - Representação do aplicativo sensor log, sua interface e coleta de dados em tempo real.

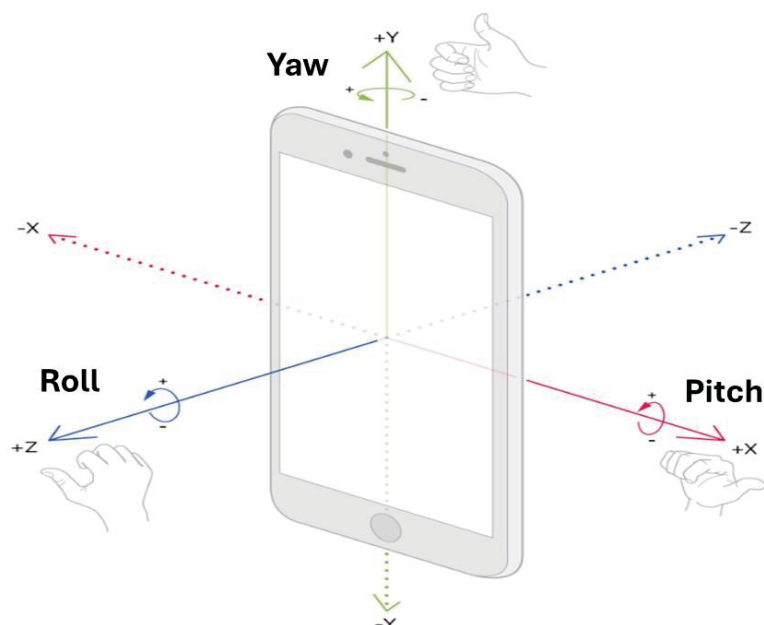


Figura 3 - Orientações dos eixos do acelerômetro e do giroscópio. Z: aceleração antero posterior, X: aceleração médio lateral e Y: aceleração vertical.

5.5.4 Tug sob velocidade superior a usual (VSU)

No teste de TUGVSU, os participantes realizaram os mesmos procedimentos e orientações descritas no item 4.8, contudo, ao invés de realizar o teste sob velocidade auto selecionada, os participantes foram orientados a realizar o teste o mais rápido possível, sem correr, mas de forma segura. Foram realizadas 3 tentativas com um intervalo de 30 segundos. Caso o participante cometesse algum erro durante o teste, era realizada mais uma tentativa.

5.5.5 TUG reserva

O TUG reserva foi calculado pela diferença de tempo entre o TUG em velocidade habitual e TUG em velocidade superior a usual.

5.6 Processamento dos sinais

O processamento dos sinais foi dividido em duas etapas. A primeira visou identificar as fases do TUG mediante filmografia e sincronizar os registros da câmera do celular com os sinais de acelerômetro e giroscópio, enquanto a segunda buscou extrair as variáveis específicas de cada fase. Os sinais foram divididos em 6 fases: fase de levantar da cadeira, fase da primeira caminhada, fase do primeiro giro, fase da segunda caminhada, fase do segundo giro e fase de sentar na cadeira.

5.6.1 Sincronização e identificação das fases e subfases do TUG

Os instantes das fases do TUG foram obtidos mediante filmografia baseada em registros com câmera de vídeo e posteriormente processados pelo programa Virtual Dub. Dentre as 3 repetições do TUG na velocidade auto-selecionada, a mais rápida foi escolhida como forma de padronização. As fases foram identificadas mediante inspeção visual de acordo com alguns critérios adotados. As seguintes definições foram estabelecidas para determinar cada fase:

1. **Fase de levantar da cadeira:** instante da retirada do tronco do encosto da cadeira até o primeiro contato do calcanhar com o solo para o início da marcha.
2. **Fase da primeira caminhada:** é definida como o instante entre o fim da fase de levantar e início do primeiro giro.
3. **Fase do primeiro giro:** instante em que ocorre uma rotação acentuada do quadril até o instante em que o tronco realiza uma rotação de 180° e retorna a posição neutra.
4. **Fase da segunda caminhada:** é definida como o instante entre o fim da fase do primeiro giro e início do segundo giro.
5. **Fase do segundo giro:** identificado como uma rotação acentuada do quadril até o instante em que o tronco realiza uma rotação de 180° e retorna a posição neutra.
6. **Fase de sentar:** definida por uma flexão acentuada do tronco com ambos os pés em contato com o chão até o instante em que o participante apoia as

costas no encosto posterior da cadeira.

Após a identificação dos instantes das fases do TUG, os tempos foram armazenados em uma planilha eletrônica. A sincronização dos instantes da câmera com os sensores do aparelho celular foi feita pela identificação do pico negativo do sinal do acelerômetro do eixo anteroposterior durante o levantar, como ilustra a Figura 4. Esse pico representa o instante de máxima flexão do tronco durante a fase de levantar do TUG, que também foi determinado mediante inspeção visual.

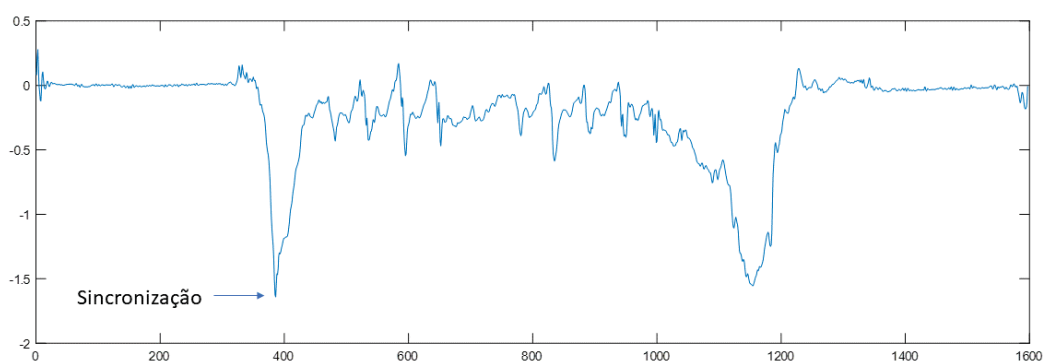


Figura 4 - Momento de sincronização entre os instantes da câmera e o sensor inercial.

5.6.2 Extração das características do TUG

Após a sincronização da câmera e identificação das fases do TUG, os sinais brutos do acelerômetro e giroscópio foram processados mediante uma rotina desenvolvida para este fim (Matlab®, Mathworks Inc., versão R2015b). A rotina permitiu extrair um grupo de variáveis específicas de cada fase do teste (GANEA et al., 2011; MADHUSHRI et al., 2016; SALARIAN et al., 2010; VERVOORT et al., 2016; WEISS et al., 2010). A figura 5 apresenta o comportamento típico dos sinais de acelerômetro e a figura 6 apresenta os sinais do giroscópio durante o teste. Em

seguida, os sinais foram filtrados usando um filtro Passa Baixa tipo Butterworth de segunda ordem, com frequência de corte de 10 Hz. A seguir serão apresentadas as definições das variáveis calculadas.

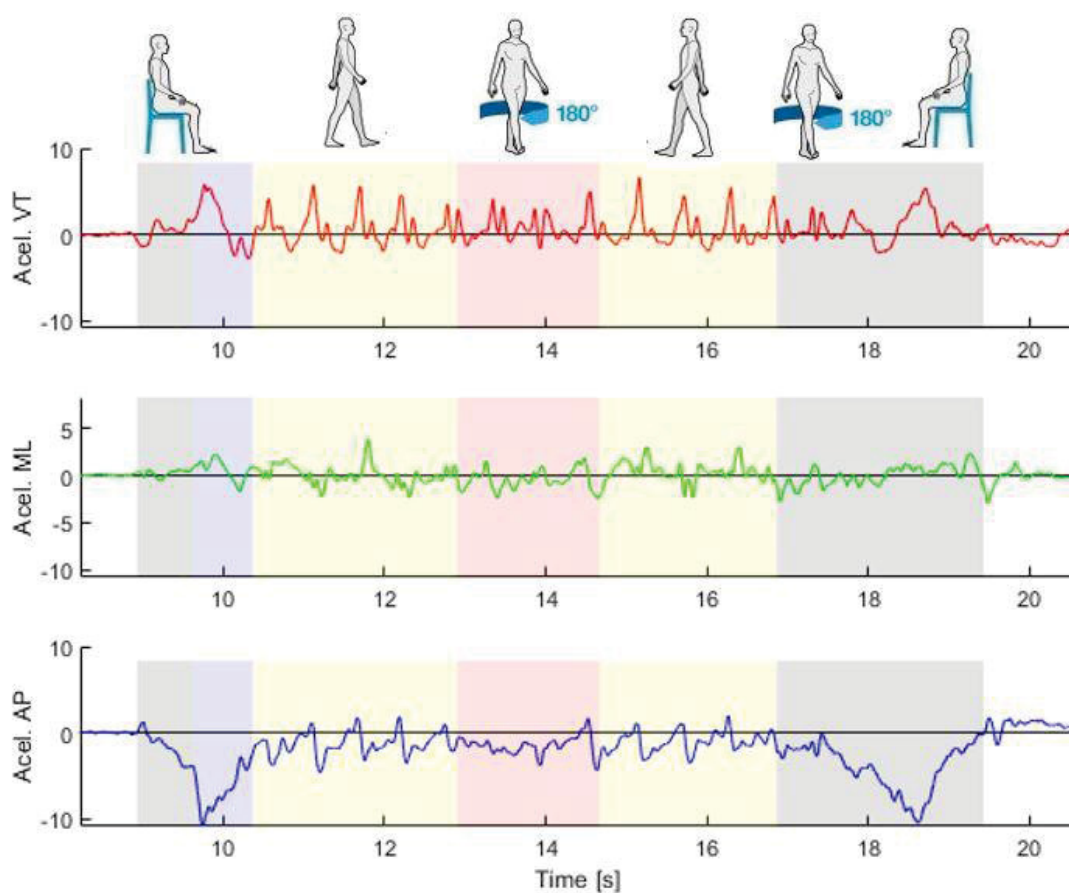


Figura 5 - Sinais de aceleração do aparelho celular no eixo vertical, médio lateral e antero posterior em suas subfases do teste de TUG.

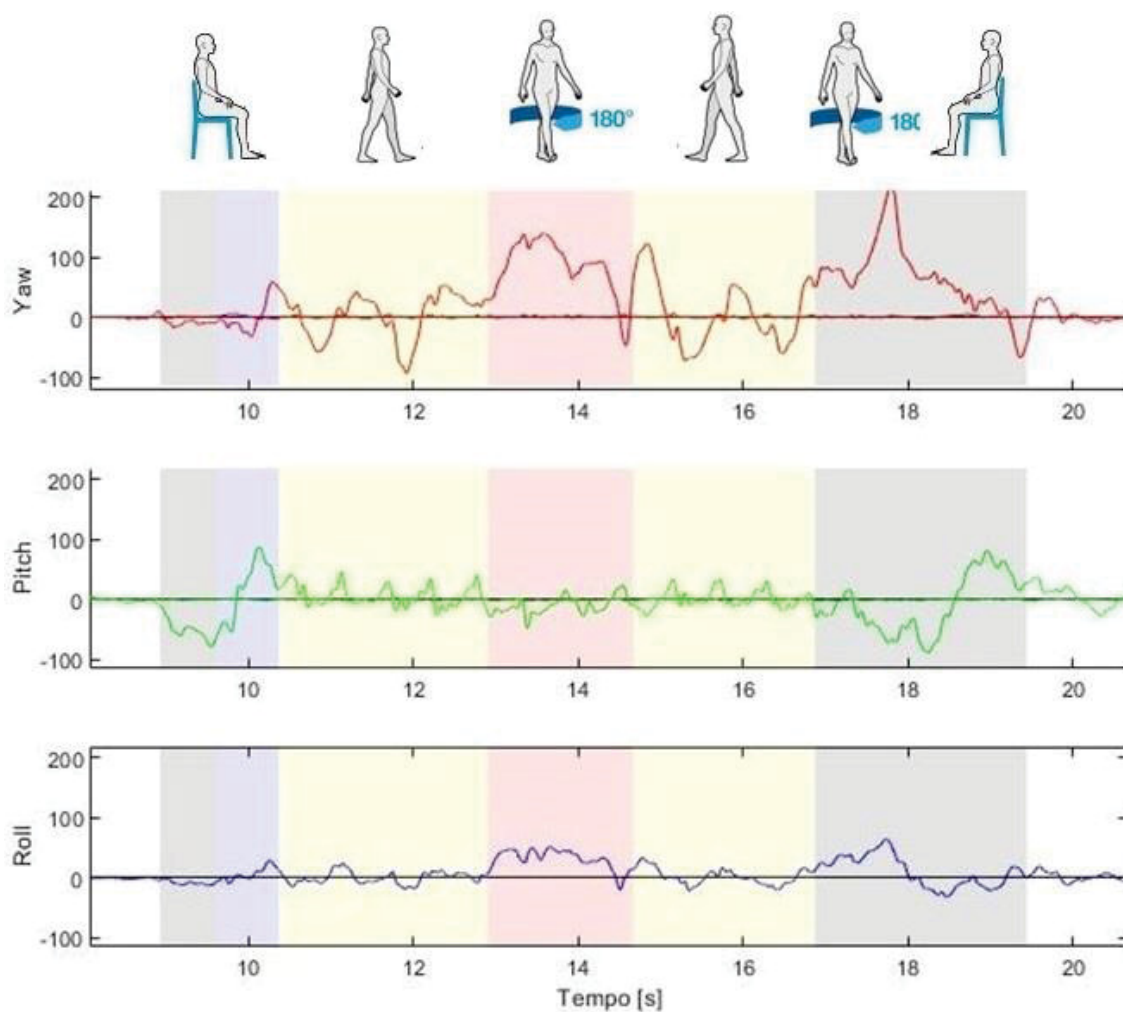


Figura 6 – Sinais de velocidade angular do pitch, yaw e roll em suas subfases do teste de TUG.

Fase de levantar

Segundo Zakarias, as fases de levantar e sentar da cadeira podem ser subdivididas em uma subfase de flexão e outra de extensão (ZAKARIA et al., 2015). A subfase de flexão é definida do instante em que o participante retira as costas do encosto até o instante de máxima flexão de tronco. A subfase de extensão é definida pelo final da subfase de flexão até o instante em que o participante realiza o primeiro contato do calcanhar com o solo. A Figura 7 ilustra os instantes do comportamento da fase de levantar e suas subfases. Assim, foram extraídas variáveis da fase de levantar e suas subfases. A Tabela 1 apresenta as variáveis da fase de levantar e suas definições conceituais e operacionais. Nesta fase, foram calculadas 97

variáveis.



Figura 7 - Subfases da fase de sentar e levantar. A linha tracejada indica o momento de transição da fase de flexão para fase de extensão. Antes da linha tracejada representa a fase de flexão e o após representa a fase de extensão.

Tabela 1 - Definição operacional das variáveis da fase de levantar da cadeira do TUG.

Variável	Definição Conceitual e operacional
Duração da fase de levantar(s)	Tempo dispendido para levantar da cadeira.
Duração da fase de flexão durante levantar (s)	Tempo dispendido para atingir a flexão máxima do tronco durante levantar da cadeira.
Duração da fase de extensão durante levantar (s)	Tempo dispendido entre a inclinação máxima do tronco até o primeiro contato do calcanhar com o solo.
Média da fase de levantar (g, rad.s⁻¹)	Valor médio do sinal da fase de levantar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Média da fase de flexão durante levantar (g, rad.s⁻¹)	Valor médio do sinal da fase de flexão durante levantar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).

Média da fase de extensão durante o levantar (g, rad.s⁻¹)	Valor médio do sinal da fase de extensão durante levantar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Desvio padrão da fase de levantar (g, rad.s⁻¹)	Desvio padrão do sinal da fase de levantar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Desvio padrão da fase de flexão durante o levantar (g, rad.s⁻¹)	Desvio padrão do sinal da fase de flexão durante levantar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Desvio padrão da fase de extensão durante o levantar (g, rad.s⁻¹)	Desvio padrão do sinal da fase de extensão durante levantar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Valor máximo da fase de levantar (g, rad.s⁻¹)	Maior valor identificado no sinal da fase de levantar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Valor máximo da fase de flexão durante o levantar (g, rad.s⁻¹)	Maior valor identificado no sinal da fase de flexão durante levantar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Valor máximo da fase de extensão durante o levantar (g, rad.s⁻¹)	Maior valor identificado no sinal da fase de extensão durante levantar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Valor mínimo da fase de levantar (g, rad.s⁻¹)	Menor valor identificado no sinal da fase de levantar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Valor mínimo da fase de flexão durante o levantar (g, rad.s⁻¹)	Menor valor identificado no sinal da fase de flexão durante levantar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Valor mínimo da fase de extensão durante o levantar (g, rad.s⁻¹)	Menor valor identificado no sinal da fase de extensão durante levantar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Root mean square da fase de levantar (g, rad.s⁻¹)	Média aritmética dos quadrados do conjunto de valores do sinal da fase de levantar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Root mean square da fase de flexão durante o levantar (g, rad.s⁻¹)	Média aritmética dos quadrados do conjunto de valores do sinal da fase de flexão durante levantar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).

Root mean square da fase de extensão durante o levantar (g, rad.s⁻¹)	Média aritmética dos quadrados do conjunto de valores do sinal da fase de extensão durante levantar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Amplitude de flexão de tronco durante o levantar (graus)	Amplitude de movimento realizada pelo tronco durante a fase de levantar. Calculada pela integrada do sinal pitch.
Duração de levantar AB	Tempo dispendido do início da fase de levantar até o ponto da máxima velocidade durante a flexão. Calculado pelo sinal do Pitch, do ponto A para o ponto B, como ilustra a figura (8).
Duração de levantar BC	Tempo dispendido desde a máxima velocidade durante a flexão até a máxima velocidade da extensão na fase de levantar. Calculado pelo sinal do Pitch, do ponto B para o ponto C, como ilustra a figura (8).
Duração de levantar CD	Tempo dispendido desde a máxima velocidade da extensão até o ponto de zero velocidade no fim da extensão na fase de levantar. Calculado pelo sinal do Pitch, do ponto C para o ponto D, como ilustra a figura (8).

AP: Antero posterior; ML: Médio Lateral ; VT: Vertical.

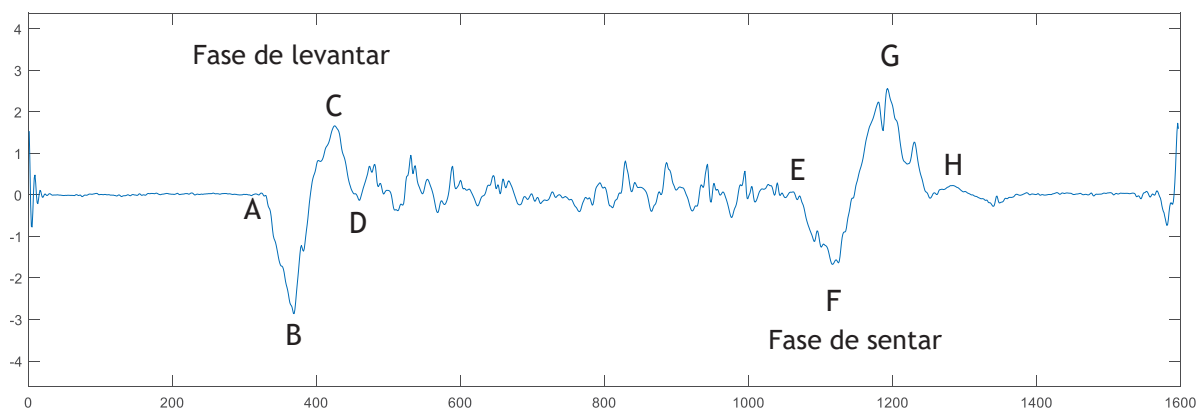


Figura 8 – Representação de pontos específicos dos sinais utilizadas para calcular variáveis temporais das fases de levantar e fase de sentar da cadeira.

Fases da caminhada

As variáveis calculadas das fases da caminhada e suas definições conceituais e operacionais são apresentadas na Tabela 2. As variáveis foram calculadas para a fase da primeira e da segunda caminhada. Dessa forma, foram

calculados 82 parâmetros, sendo 41 de cada fase de caminhada.

Tabela 2 - Definição operacional das variáveis das fases de caminhadas do TUG.

Variável	Definição Conceitual e operacional
Duração da fase da caminhada (s)	Definido como tempo dispendido para deslocar 3 metros.
Número de passos da caminhada (passos)	Definido pelo número de passos realizado durante a caminhada de 3 metros. Identificado pelos picos do sinal de aceleração vertical.
Velocidade da marcha (m.s⁻¹)	Definida pela velocidade média de deslocamento na direção anteroposterior. Calculado pela divisão da distância percorrida pela duração da fase de caminhada.
Cadência (passos.min⁻¹)	Definida pelo número de passos em um intervalo de tempo. Calculado pela divisão do número de passos pela duração da fase de caminhada.
Amplitude média de rotação do tronco (graus).	Definido pela rotação média do tronco durante a caminhada. Calculado pela integrada do sinal de yaw e a média do sinal.
Média da fase de caminhada (g, rad.s⁻¹)	Valor médio do sinal da fase de caminhada nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Desvio padrão da fase de caminhada (g, rad.s⁻¹)	Desvio padrão do sinal da fase de caminhada nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Maximo valor da fase de caminhada (g, rad.s⁻¹)	Maior valor identificado no sinal da fase de caminhada nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Minimo valor da fase de caminhada (g, rad.s⁻¹)	Menor valor identificado no sinal da fase de caminhada nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Root Mean Square da fase de caminhada (g, rad.s⁻¹)	Média aritmética dos quadrados do conjunto de valores do sinal da fase de caminhada nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).

AP: Antero posterior; ML: Médio Lateral ; VT: Vertical.

Fases de giros

As variáveis calculadas das fases do giro e suas definições conceituais e operacionais são apresentadas na Tabela 3. As variáveis foram calculadas para a fase do primeiro e do segundo giro. Dessa forma, foram calculadas um total de 128 parâmetros, sendo 64 para cada fase de giro.

Tabela 3 - Definição operacional das variáveis da fases de giros do TUG

Variável	Definição Conceitual e operacional
Duração da fase de giro (s)	Tempo dispendido para realizar o giro
Tempo 30% subida (s)	Tempo dispendido do limiar 30% do sinal do Yaw até atingir a velocidade máxima durante o giro, como ilustra a figura 9
Range 30% subida (rad.s⁻¹)	Definido como a amplitude entre o ponto do limiar de 30 % do sinal e o ponto da velocidade máxima do giro
Slope 30% subida	Definido como a razão entre o Range 30% subida e o Tempo 30% subida
Tempo 30% descida (s)	Tempo dispendido da velocidade máxima durante o giro até o limiar de 30% do sinal do Yaw
Range 30% descida (rad.s⁻¹)	Definido como a amplitude entre o ponto da velocidade máxima até o ponto do limiar de 30% do sinal
Slope 30% descida	Definido como a razão entre o Range 30% descida e o Tempo 30% descida
Area 30%	Área sob a curva do sinal do Yaw acima da linha determinada pelo limiar do 30% da máxima velocidade.
Tempo 50% subida (s)	Tempo dispendido do limiar 50% do sinal do Yaw até atingir a velocidade máxima durante o giro
Range 50% subida (rad.s⁻¹)	Definido como a amplitude entre o ponto do limiar de 50% do sinal e o ponto da velocidade máxima do giro
Slope 50% subida	Definido como a razão entre o Range 50% subida e o Tempo 50% subida
Tempo 50% descida (s)	Tempo dispendido da velocidade máxima durante o giro até o limiar de 50% do sinal do Yaw

Range 50% descida (rad.s⁻¹)	Definido como a amplitude entre o ponto da velocidade máxima até o ponto do limiar de 50% do sinal
Slope 50% descida	Definido como a razão entre o Range 50% descida e o Tempo 50% descida
Area 50% (rad.s⁻¹)	Área sob a curva do sinal do Yaw acima da linha determinada pelo limiar do 50% da máxima velocidade.
Tempo 70% subida (s)	Tempo dispendido do limiar 70% do sinal do Yaw até atingir a velocidade máxima durante o giro, como ilustra a figura 9
Range 70% subida (rad.s⁻¹)	Definido como a amplitude entre o ponto do limiar de 70% do sinal e o ponto da velocidade máxima do giro
Slope 70% subida	Definido como a razão entre o Range 70% subida e o Tempo 70% subida
Tempo 70% descida (s)	Tempo dispendido da velocidade máxima durante o giro até o limiar de 70% do sinal do Yaw
Range 70% descida (rad.s⁻¹)	Definido como a amplitude entre o ponto da velocidade máxima até o ponto do limiar de 70% do sinal
Slope 70% descida	Definido como a razão entre o Range 70% descida e o Tempo 70% descida
Area 70% (rad.s⁻¹)	Área sob a curva do sinal do Yaw acima da linha determinada pelo limiar do 70% da máxima velocidade.
Tempo 80% subida (s)	Tempo dispendido do limiar 80% do sinal do Yaw até atingir a velocidade máxima durante o giro
Range 80% subida (rad.s⁻¹)	Definido como a amplitude entre o ponto do limiar de 80% do sinal e o ponto da velocidade máxima do giro
Slope 80% subida	Definido como a razão entre o Range 80% subida e o Tempo 80% subida
Tempo 80% descida (s)	Tempo dispendido da velocidade máxima durante o giro até o limiar de 80 % do sinal do Yaw

Range 80% descida (rad.s⁻¹)	Definido como a amplitude entre o ponto da velocidade máxima até o ponto do limiar de 80% do sinal
Slope 80% descida	Definido como a razão entre o Range 80% descida e o Tempo 80% descida
Area 80% (rad.s⁻¹)	Área sob a curva do sinal do Yaw acima da linha determinada pelo limiar do 80% da máxima velocidade.
Média da fase de giro (g, rad.s⁻¹)	Valor médio do sinal da fase de giro nos eixos AP, ML, VT, Pitch, Yaw e Roll.
Desvio padrão da fase de giro (g, rad.s⁻¹)	Desvio padrão do sinal da fase de giro nos eixos AP, ML, VT, Pitch, Yaw e Roll.
Maximo valor da fase de giro (g, rad.s⁻¹)	Maior valor identificado no sinal da fase de giro nos eixos AP, ML, VT, Pitch, Yaw e Roll.
Minimo valor da fase de giro (g, rad.s⁻¹)	Menor valor identificado no sinal da fase de giro nos eixos AP, ML, VT, Pitch, Yaw e Roll.
Root Mean Square da fase de giro (g, rad.s⁻¹)	Magnitude do sinal da fase de giro nos eixos AP, ML, VT, Pitch, Yaw e Roll.

AP: Antero posterior; ML: Médio Lateral ; VT: Vertical.

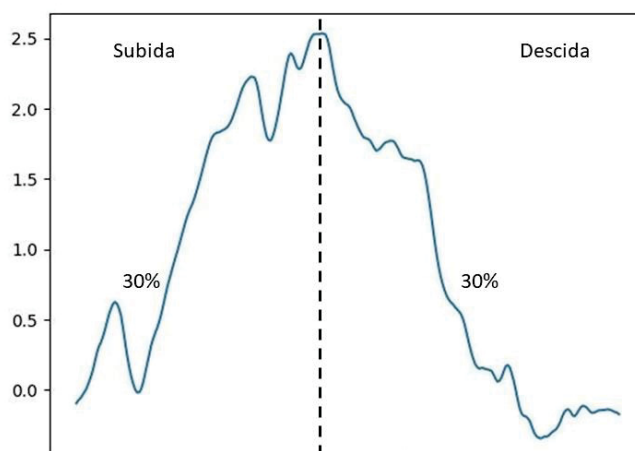


Figura 9 – Representação visual da separação da fase de giro em subida e descida. O 30% representam o limiar. A linha tracejada representa o momento da velocidade máxima e a separação da fase de subida e descida.

Fase de sentar

A fase de sentar pode ser dividida em uma subfase de flexão e outra de extensão. A subfase de flexão é definida do momento do início da fase de sentar até o momento em que se atinge a flexão máxima de tronco, enquanto de extensão é definida pelo final da subfase de flexão até o momento em que o participante encosta as costas sobre o encosto da cadeira. A tabela 4 apresenta as variáveis calculadas da fase de sentar e suas definições conceituais e operacionais. Nessa fase, foram calculadas 97 variáveis.

Tabela 4 - Definição operacional das variáveis da fase de sentar do TUG

Variável	Definição Conceitual e operacional
Duração da fase de sentar (s)	Tempo dispendido para sentar da cadeira.

Duração da fase de flexão durante sentar (s)	Tempo dispendido para atingir a flexão máxima do tronco durante sentar da cadeira.
Duração da fase de extensão durante sentar (s)	Tempo dispendido entre a flexão máxima do tronco até as costas apoiarem sobre o encosto da cadeira.
Média da fase de sentar (g, rad.s⁻¹)	Valor médio do sinal da fase de sentar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Média da fase de flexão durante sentar (g, rad.s⁻¹)	Valor médio do sinal da fase de flexão durante sentar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Média da fase de extensão durante o sentar (g, rad.s⁻¹)	Valor médio do sinal da fase de extensão durante sentar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Desvio padrão da fase de sentar (g, rad.s⁻¹)	Desvio padrão do sinal da fase de sentar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Desvio padrão da fase de flexão durante o sentar (g, rad.s⁻¹)	Desvio padrão do sinal da fase de flexão durante sentar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Desvio padrão da fase de extensão durante o sentar (g, rad.s⁻¹)	Desvio padrão do sinal da fase de extensão durante sentar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Valor máximo da fase de sentar (g, rad.s⁻¹)	Maior valor identificado no sinal da fase de sentar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Valor máximo da fase de flexão durante o sentar (g, rad.s⁻¹)	Maior valor identificado no sinal da fase de flexão durante sentar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Valor máximo da fase de extensão durante o sentar (g, rad.s⁻¹)	Maior valor identificado no sinal da fase de extensão durante sentar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Valor mínimo da fase de sentar (g, rad.s⁻¹)	Menor valor identificado no sinal da fase de sentar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Valor mínimo da fase de flexão durante o sentar (g, rad.s⁻¹)	Menor valor identificado no sinal da fase de flexão durante sentar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).

Valor mínimo da fase de extensão durante o sentar (g, rad.s⁻¹)	Menor valor identificado no sinal da fase de extensão durante sentar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Root mean square da fase de sentar (g, rad.s⁻¹)	Média aritmética dos quadrados do conjunto de valores do sinal da fase de sentar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Root mean square da fase de flexão durante o sentar (g, rad.s⁻¹)	Média aritmética dos quadrados do conjunto de valores do sinal da fase de flexão durante sentar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Root mean square da fase de extensão durante o sentar (g, rad.s⁻¹)	Média aritmética dos quadrados do conjunto de valores do sinal da fase de extensão durante sentar nos eixos de aceleração (AP, ML, VT) e giroscópio (Pitch, Yaw e Roll).
Amplitude de flexão de tronco durante sentar	Amplitude de movimento realizada pelo tronco durante a fase de sentar. Calculada para integrada do sinal pitch.
Duração de sentar EF	Tempo dispendido do início da fase de sentar até o ponto da máxima velocidade durante a flexão. Calculado pelo sinal do Pitch, do ponto E para o ponto F, como ilustra a figura (8).
Duração de sentar FG	Tempo dispendido desde a máxima velocidade durante a flexão até a máxima velocidade da extensão na fase de sentar. Calculado pelo sinal do Pitch, do ponto F para o ponto G, como ilustra a figura (8).
Duração de sentar GH	Tempo dispendido desde a máxima velocidade da extensão até o ponto de zero velocidade no fim da extensão na fase de sentar. Calculado pelo sinal do Pitch, do ponto G para o ponto H, como ilustra a figura (8).

AP: Antero posterior; ML : Medio Lateral ; VT: Vertical.

5.7 Tratamento de dados e estatística

A caracterização da amostra foi realizada por meio da estatística descritiva padrão (média e desvio padrão). A normalidade dos dados e a homogeneidade da variância foram testadas pelos testes Kolmogorov-Smirnov e Levene, respectivamente. Os dados antropométricos, escore da função cognitiva, desempenho no TUG e suas fases, TUGVSU e TUG reserva foram comparados

entre caidores e não caidores pelo teste t para amostras independentes para distribuição paramétrica e teste de teste Mann-Whitney para distribuição não paramétrica.

Devido a grande quantidade de variáveis extraídas nos sinais de acelerômetro e giroscópio em cada fase do TUG, foi utilizado uma rotina específica para excluir variáveis com correlação de Pearson superior a 0.7 em cada fase, a fim de evitar multicolinearidade dos dados (FIGUEIREDO et al., 2022). Posteriormente, as variáveis de aceleração e velocidade angular de cada fase foram analisada por meio da Análise de Componentes Principais (ACP).

A ACP é um procedimento estatístico baseado na variância dos dados e tem como objetivo encontrar padrões e compactar os dados, reduzindo o número de dimensões com perda mínima da informação (MILOVANOVIĆ; POPOVIĆ, 2012). Ao final da análise, a ACP gera um novo conjunto de variáveis ortogonais intituladas de componente principal, com valores próprios. Os testes de Kaiser-Meyer-Olkin (levantar = 0.570; caminhada 1 = 0.742; caminhada 2 = 0.687; giro 1 = 0.637; giro 2 = 0.577; sentar = 0.591) e de Bartlett (levantar = <0.01; caminhada 1 = <0.01; caminhada 2 = <0.01; giro 1 = <0.01; giro 2 = <0.01; sentar = <0.01) foram realizados para determinar a adequação da amostra para análise fatorial, que se apresentou adequada. O critério para selecionar o número de componentes principais foi autovalor (eigenvalues) superior a 1. Foi aplicado na matriz principal a rotação Varimax com normalização Kaiser. Somente variáveis com contribuição superior a 0.5 foram considerados para interpretação. Em seguida, foram comparados os escores de componentes principais resultantes de cada fase entre caidores e não caidores pelo teste t para medidas independentes para distribuição normal e teste de teste Mann-Whitney para distribuição não normal.

Foi selecionado a análise de regressão logística binária para construir o modelo de predição. Para selecionar as variáveis para serem incluídas no modelo, foi aplicado a técnica de eliminação recursiva de atributos sobre as 404 variáveis extraídas das fases do TUG. É um método que ranqueia as variáveis mais importantes pelo algoritmo de aprendizado de máquina selecionado (regressão logística) e elimina as variáveis de menor importância (REHMAN et al., 2019). Esse

ciclo se repete até atingir o número de variáveis determinada, na qual foi 10. A regressão logística foi realizada através do método de entrada normal, tendo como variável dependente o histórico de queda (0 = não caidor. 1 = caidor). A análise de ajuste do modelo logístico final foi realizada por meio do teste de HosmerLemeshow ($p= 0,927$). A força de associação de cada variável independente com a presença de quedas foi expressa em odds ratio (OR), com intervalo de confiança de 95% (IC 95%). No modelo final, permaneceram apenas as variáveis que foram estatisticamente significativas.

A comparação da acurácia do modelo com o desempenho do TUG e do modelo de regressão logística para classificar caidor e não caidor foi analisada pela curva de característica de operação do receptor (ROC) e a área sob a curva (AUC). O valor da AUC varia entre 0,5 a 1, sendo valores entre 0,5-0,7 representam acurácia menos preciso, entre 0,7 e 0,9 moderadamente preciso, acima de 0,9 muito preciso e AUC = 1 foi perfeitamente preciso (GREINER; PFEIFFER; SMITH, 2000).

Os procedimentos estatísticos foram realizados no software SPSS, versão 25, e o nível de significância foi estabelecido em $p < 0.05$.

6 RESULTADOS

Os resultados são apresentados em três secções: primeira visa caracterizar a amostra e o desempenho do TUG, suas fases, subfases e variações quanto a velocidade de execução. A segunda realiza uma comparação das ACP de cada fase do TUG entre idosos com e sem histórico de quedas. Por fim, a terceira apresenta a comparação da curva ROC entre o modelo de regressão e a performance do TUG.

6.1 Características da Amostra

Foram recrutados 151 idosos, dentre os quais, 15 foram excluídos por não atender os critérios de inclusão e exclusão. Assim, a amostra do estudo foi composta por 136 idosos. A Figura 10 indica esquematicamente a alocação dos participantes e os critérios de exclusão.

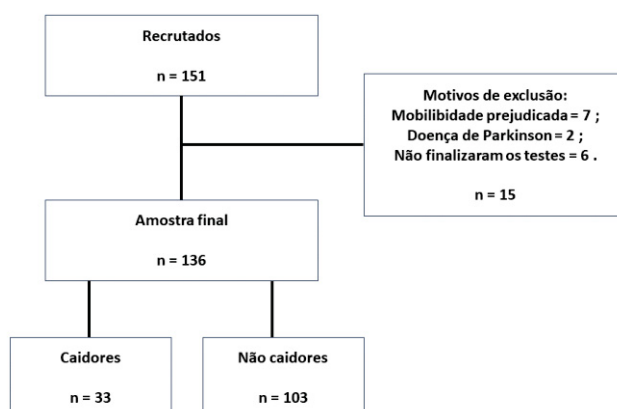


Figura 10 – Esquema representativo da alocação dos participantes e os critérios de exclusão da amostra.

A idade média foi de 68 anos ($72,0 \pm 11,7$ kg, $1,62 \pm 0,08$ m), sendo que 30 participantes eram do sexo masculino e 111 do sexo feminino. A pontuação do teste MoCA foi de 22,5. Dentre os participantes, 85% usavam algum medicamento de forma contínua e o consumo médio de medicamentos foi 2,4.

Na amostra, 33 participantes foram identificados como tendo experimentado pelo menos um episódio de queda nos últimos 12 meses ($68,4 \pm 5,0$ anos, $74,5 \pm 10,2$ kg, $1,61 \pm 0,07$ m) e 103 como não relataram quedas ($68,3 \pm 5,7$ anos, $71,1 \pm$

12,1 kg, $1,62 \pm 0,08$ m). Os idosos com histórico de quedas tiveram uma média de 1,52 quedas. Não foram encontradas diferenças entre idosos com e sem histórico de quedas para idade, altura, peso, índice de massa corporal, MoCA e consumo de medicamentos. Somente o IMC apresentou diferença entre os grupos. A tabela 5 apresenta as características antropométricas, pontuação do MoCA e consumo de medicamentos.

Tabela 5 - Idade, características antropométricas, pontuação do MoCA e consumo de medicamento da amostra geral e dos grupos.

Variáveis	Total (n=138)	Não Caidor n= 103	Caidor n=33	p
Idade (anos)	$68,3 \pm 5,5$	$68,3 \pm 5,7$	$68,4 \pm 5,0$	0.809
Massa Corporal (kg)	$71,9 \pm 11,7$	$71,1 \pm 12,1$	$74,5 \pm 10,2$	0.147
Estatura (m)	$1,62 \pm 0,08$	$1,62 \pm 0,08$	$1,61 \pm 0,07$	0.786
IMC (kg.m^{-2})	$27,3 \pm 4,0$	$26,8 \pm 3,7$	$28,8 \pm 4,5$	<0.015*
MoCA (pontos)	$22,5 \pm 4,2$	$22,6 \pm 4,1$	$22,1 \pm 4,3$	0.573
Medicamentos (unid)	$2,4 \pm 1,7$	$2,2 \pm 1,5$	$3,0 \pm 2,1$	0.057

Fonte: Autor.

A tabela 6 apresenta o desempenho do TUG e suas fases, do TUGVSU e TUG reserva. Não houve diferenças entre os grupos ($p > 0.05$) em nenhuma das variáveis.

Tabela 6- Desempenho do TUG, suas fases e subfases, TUG VSU e TUG reserva entre idosos não caidores e caidores.

Variáveis	Não Caidor	Caidor	p
TUG (s)	$11,2 \pm 1,7$	$11,1 \pm 1,9$	0.914
Levantar	$1,53 \pm 0,2$	$1,55 \pm 0,22$	0.630
Levantar flexão	$0,74 \pm 0,13$	$0,76 \pm 0,13$	0.603
Levantar extensão	$0,79 \pm 0,13$	$0,79 \pm 0,13$	0.943
Primeira caminhada	$2,76 \pm 0,53$	$2,71 \pm 0,62$	0.733

Segunda caminhada	3,0 ± 0,67	2,97 ± 0,65	0.816
Primeiro giro	1,26 ± 0,27	1,3 ± 0,29	0.469
Segundo giro	1,33 ± 0,32	1,35 ± 0,21	0.360
Sentar	1,49 ± 0,34	1,51 ± 0,37	0.935
Sentar flexão	0,45 ± 1,9	0,42 ± 0,13	0.373
Sentar extensão	1,04 ± 0,28	1,08 ± 0,33	0.628
TUG VSU	8,21 ± 1,29	8,29 ± 1,34	0.666
TUG Reserva	3,0 ± 1,27	2,88 ± 1,19	0.645

TUG: Time Up and Go; VSU: velocidade superior a usual.
Fonte: Autor.

6.2 ACP das fases do TUG

Nesta seção apresentam-se as medições das fases do TUG.

6.2.1 Fase de levantar da cadeira

Das 97 variáveis calculadas, foram removidas 72 e entraram 25 na ACP. A tabela 7 mostra a matriz padrão da ACP da fase de levantar da cadeira, que foi composta por 9 componentes principais (CPs), que explicam 73% da variação total da fase. Cada CP foi composta pelas variáveis: **CP1**: Desvio padrão accy - flexão, Mínimo accy, Rms accy, Rms accy - flexão, Rms pitch - flexão, Rms roll - flexão; **CP2**: Duração da fase de levantar, Máximo accz – extensão, Mínimo pitch-extensão, Duração de levantar CD; **CP3**: Desvio padrão accx, Rms accx; **CP4**: média pitch - extensão, Desvio padrão accz – extensão, Rms accz- flexão; **CP5**: Máximo accy, Média roll, Mínimo roll - flexão; **CP6**: Máximo roll, Rms roll - extensão; **CP7**: Média yaw, Máximo yaw-extensão; **CP8**: Máximo accz, Máximo pitch - flexão; e **CP9**: Máximo yaw - flexão.

Tabela 7 - Carregamentos (autovalores) das CPs, para a fase de levantar da cadeira do TUG.

Variáveis do CP	Variância explicada (%)	Variância acumulada (%)	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	CP9
DP accy - flexão			0.914								
Min accy			-								
Rms accy	21,87	21,87	0.687								
Rms accy - flexão			0.83								
Rms pitch -flexão			0.931								
Rms roll -flexão			0.682								
			0.53								
Duração da fase de levantar				0.643							
Max accz - extensão	11,45	33,32		0.723							
Min pitch- extensão				0.697							
Duração de levantar CD				0.862							
DP accx	9,86	43,18			0.947						
Rms accx					0.911						
MD pitch extensão	8,98	52,15				0.771					
DP accz - extensão						0.873					
Rms accz- flexão						0.760					
Max accy							0.823				
MD roll	7,85	60					-0.825				
Min roll - flexão							-0.609				
Max roll	6,1	66,1						0.817			
Rms roll - extensão								0.699			
MD yaw	4,86	70,96							0.874		
Max yaw - extensão									0.790		
Max accz	4,18	75,14								0.645	
Max pitch - flexão											0.838
Max Yaw -flexão	4,04	79,18									0.904

Legenda: MD: média; DP: desvio padrão; Max: Máximo; Min: Mínimo; Rms: root mean square; accx: aceleração médio lateral; accy: aceleração vertical; accz:aceleração antero-posterior; flexão: fase de flexão durante o levantar ;extensão: fase de extensão durante o levantar. Fonte: Autor.

A tabela 8 apresenta os resultados dos escores das PCs da fase de levantar entre idosos com e sem histórico de quedas. Foram encontradas diferenças no componente 4 e 7 entre os grupos.

Tabela 8 - Comparação dos componentes principais (CPs) da fase de levantar do TUG entre idosos com (caidor) e sem (não caidor) histórico de quedas.

Componentes Principais	Não caidor	Caidor	p
CP1	0,04 ± 1,04	-0,13±0,87	0.408
CP2	0,03 ± 0,98	-0,1+1,07	0.521
CP3	-0,01± 1,0	0,02 ± 1,02	0.906
CP4	0,13 ± 0,98	-0,42 ± 0,94	<0.011*
CP5	0,06 ± 0,97	-0,19 ± 1,09	0.211
CP6	-0,07 ± 0,98	0,23 ± 1,03	0.125
CP7	-0,12 ± 0,93	0,36 ± 1,12	<0.01*
CP8	0,07 ± 0,96	-0,23 ± 1,1	0.121
CP9	-0,02 ± 1,02	0,06 ± 0,93	0.702

Legenda: CP = Componente principal; Fonte: Autor.

6.2.2 Caminhada 1

Das 41 variáveis calculadas, foram removidas 27 e entraram 14 na ACP. A tabela 9 mostra a matriz da ACP da fase da primeira caminhada, que foi composta por 4 CPs, os quais que explicaram 73% da variação da fase. As CPs foram: **CP1**: Velocidade da marcha, Cadência, Desvio padrão accz, Máximo accy, Rms pitch; **CP2**: Máximo accz, Mínimo accy, Rms accy, Rms accz; **CP3**: Máximo roll, Rms roll; e **CP4**: Média accx, Média yaw, Máximo yaw.

Tabela 9 - Carregamentos (autovalores) das CPs, para a fase da primeira caminhada do TUG.

Variável do CP	Variância explicada (%)	Variância acumulada (%)	CP1	CP2	CP3	CP4
Vel mar			0.853			
Cadencia			0.782			
DP accz	34,65	34,65	0.514			
Max accy			0.814			
Rms pitch			0.758			
Max accz				0.887		
Min accy	17,85	52,50		-0.695		
Rms accy				0.717		
Rms accz				0.923		
Max roll					0.876	
Rms roll	11,29	63,79			0.876	
MD accx						-0.694
MD yaw	9,38	73,17				0.849
Max yaw						0.676

Legenda: MD: média; DP: desvio padrão; Max: Máximo; Min: Mínimo; Rms: root mean square; accx: aceleração médio lateral; accy: aceleração vertical; accz:aceleração ântero-posterior; Vel mar: Velocidade da marcha.

Fonte: Autor.

A tabela 10 apresenta os resultados dos escores das CPs da fase da primeira caminhada entre idosos com (caidor) e sem (não caidor) histórico de quedas. Foi encontrado diferenças no componente 4 entre os grupos.

Tabela 10 - Comparação dos componentes principais da fase da primeira caminhada do TUG entre idosos com (caidor) e sem (não caidor) histórico de quedas.

Componentes Principais	Não caidor	Caidor	p
CP1	-0,02+0,92	0,05+1,22	0.745
CP2	-0,055+1	0,14+1,01	0.341
CP3	-0,04+0,98	0,13+1,07	0.383
CP4	0,11+0,96	-0,35+1,04	<0.02*

Legenda: CP = Componente principal; Fonte: Autor

6.2.3 Caminhada 2

Das 41 variáveis calculadas, foram removidas 23 e entraram 18 na ACP. A tabela 11 mostra a matriz da ACP da fase da segunda caminhada, composta por 5 CPs, as quais explicaram 75% da variação da fase. As CPs foram constituídas por: **CP1**: Desvio padrão accz, Máximo yaw, Máximo roll, Rms accx, Rms pitch, Rms yaw, Rms roll; **CP2**: Velocidade da marcha, Cadência, Média pitch, Máximo accy; **CP3**: Média yaw, Mínimo yaw, Mínimo roll; **CP4**: Média accy, Máximo accz, Rms accz; e **CP5**: Média accx.

Tabela 11 - Carregamentos (autovalores) das CP, para a segunda caminhada do TUG.

Variável do CP	Variância explicada (%)	Variâncias acumulada (%)	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5
DP accz			0.535				
Max yaw			0.722				
Max roll	29,77	29,77	0.759				
Rms accx			0.752				
Rms pitch			0.658				
Rms yaw			0.726				
Rms roll			0.812				
Vel mar				0.866			
Cadencia	17,12	46,88		0.687			
MD pitch				-0.772			
Max accy				0.795			
MD yaw					0.809		
Min yaw	12,85	59,74			0.814		
Min roll					0.835		
MD accy						-0.822	
Max accz	10,21	69,95				0.730	
Rms accz						0.912	
MD accx	5,58	75,53					0.780

Legenda: MD: média; DP: desvio padrão; Max: Máximo; Min: Mínimo; Rms: root mean square; accx: aceleração médio lateral; accy: aceleração vertical; accz:aceleração antero-posterior;Vel mar: velocidade da marcha.

Fonte: Autor.

A tabela 12 apresenta os resultados dos escores das PCs da fase da segunda caminhada entre caidor e não caidor. Não foram encontradas diferenças nos componentes entre os grupos de idosos com e sem histórico de queda.

Tabela 12 - Comparação dos componentes principais da fase da segunda caminhada do TUG entre idosos com (caidor) e sem (não caidor) histórico de quedas.

Componentes Principais	Não caidor	Caidor	p
CP1	-0,05 ± 0,91	0,17 ± 1,25	0.259
CP2	0,03 ± 0,99	-0,09 ± 1,04	0.565
CP3	0,07 ± 1,01	-0,23 ± 0,94	0.122
CP4	-0,07 ± 0,98	0,22 ± 1,05	0.137
CP5	-0,002 ± 1,04	0,005 ± 0,87	0.971

Legenda: CP = Componente principal; Fonte: Autor.

6.2.4 Giro 1

Das 64 variáveis calculadas, foram removidas 47 e entraram 17 na ACP. A tabela 13 mostra a matriz padrão da ACP da fase do primeiro giro, composta por 5 CPs, que explicam 72,5% da variação total da fase. Cada CPs foram compostos por variáveis, sendo elas: CP1: Duração giro 1, Slope30% subida, Slope70% subida, Tempo 70% descida, Rms yaw; CP2: Área 30% yaw, Média accy, Máximo yaw, Máximo roll; CP3: Desvio padrão accx, Desvio padrão accz, Rms accx, Rms accz; CP4: Mínimo accy, Rms accy; e CP5: Mínimo pitch, Rms pitch.

Tabela 13 - Carregamentos (autovalores) das CPs, para do primeiro giro do TUG.

Variável do CP	Variância explicada (%)	Variâncias acumulada (%)	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5
Duração giro 1			-0.688				
Slope30% sub	28,88	28,88	0.836				
Slope70% sub			0.792				
Tempo 70% desc			-0.754				
Rms yaw			0.708				
Área 30% yaw				0.931			
MD accy				-0.653			
Max yaw				0.940			
Max roll	19,79	48,67		0.839			

DP accx			0.517
DP accz			0.509
Rms accx	11,08	59,75	0.762
Rms accz			0.853
Min accy			-0.805
Rms accy	6,8	66,55	0.841
Min pitch			0.852
Rms pitch	5,95	72,5	0.570

Legenda: MD: média; DP: desvio padrão; Max: Máximo; Min: Mínimo; Rms: root mean square; accx: aceleração médio lateral; accy: aceleração vertical; accz:aceleração antero-posterior; sub: subida; desc: descida.

Fonte: Autor.

A tabela 14 apresenta os resultados dos escores das PCs do primeiro giro entre idosos com (caidor) e sem (não caidor) histórico de quedas. Não foram encontradas diferenças nos componentes entre os grupos.

Tabela 14 - Comparação dos componentes principais da fase do primeiro giro do TUG entre idosos com (caidor) e sem (não caidor) histórico de quedas.

Componentes Principais	Não caidor	Caidor	p
CP1	-0,001 ± 1,0	0,001± 1,0	1
CP2	0,02 ± 0,93	-0,07 ± 1,2	0.646
CP3	-0,5 ± 0,94	0,16 ± 1,17	0.296
CP4	-0,08 ± 1,02	0,24 ± 0,91	0.116
CP5	0,01 ± 1,02	-0,04 ± 0,93	0.793

Legenda: CP = Componente principal.

Fonte: Autor.

6.2.5 Giro 2

Das 64 variáveis calculadas, foram removidas 51 e entraram 13 na ACP. A tabela 15 apresenta a matriz padrão da ACP do segundo giro, composta por 5 CPs, que explicaram 76% da variação da fase. Os CPs foram compostos pelas seguintes variáveis: **CP1**: Máximo yaw, Desvio padrão accx, Rms pitch; **CP2**: Tempo 50% subida, Slope 50% subida, Tempo 50% subida; **CP3**: Área 50%, Máximo roll, Mínimo pitch; **CP4**: Média accy, Mínimo accy; e **CP5**: Média accx, Rms accx.

Tabela 15 - Carregamentos (autovalores) de diferentes variáveis, em cada CP, para a fase do segundo giro do TUG.

Variável do CP	Variância explicada (%)	Variâncias acumulada (%)	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5
Max yaw			0.693				
DP accx	23,19	23,19	0.903				
Rms pitch			0.793				
Tempo 50% sub				0.912			
Slope 50% sub	16,72	40		-0.577			
Tempo 80% sub				0.862			
Área 50%					0.860		
Max roll	13,46	53,37			0.805		
Min pitch					0.633		
MD accy	12,27	65,65				0.894	
Min accy						0.916	
MD accx	10,42	76,07					0.932
Rms accx							0.833

Legenda: MD: média; DP: desvio padrão; Max: Máximo; Min: Mínimo; Rms: root mean square; accx: aceleração médio lateral; accy: aceleração vertical; accz:aceleração antero-posterior; sub: subida; desc: descida.

Fonte: Autor.

A tabela 16 demonstra os resultados dos escores das PCs do segundo giro entre idosos com (caidor) e sem (não caidor) histórico de quedas. Foram identificadas diferenças no CP4 entre os grupos.

Tabela 16 - Comparação dos componentes principais da fase do segundo giro do TUG entre idosos com (caidor) e sem (não caidor) histórico de quedas.

Componentes Principais	Não caidor	Caidor	p
CP1	0,02 ± 1,01	-0,07 ± 0,97	0.527
CP2	-0,04 ± 1,04	0,14 ± 0,88	0.354
CP3	0,03 ± 0,99	-0,1 ± 1,03	0.281
CP4	0,08 ± 1,0	-0,26 ± 0,98	0.135
CP5	-0,11 ± 0,91	0,35 ± 1,18	<0.045*

Legenda: CP = Componente principal.

Fonte: Autor.

6.2.6 Sentar

Das 97 variáveis calculadas, foram removidas 79 e entraram 18 na ACP. A tabela 17 mostra a matriz padrão da ACP do sentar da cadeira, que foi composta por 7 CPs, que explicaram 73% da variação da fase. As CPs foram compostas pelas variáveis: **CP1**: Desvio padrão accz, Desvio padrão roll, Rms accy; **CP2**: Máximo accx - flexão, Rms Yaw, Rms accx - flexão, Rms yaw - flexão; **CP3**: Máximo accz - flexão, Mínimo accx - flexão; **CP4**: Média accy, Média accy - flexão, Máximo accy - flexão; **CP5**: Mínimo accz, Amplitude de flexão de tronco durante sentar; **CP6**: Duração da fase de sentar, Duração da fase de flexão no sentar; e **CP7**: Média roll, Mínimo roll - extensão.

Tabela 17 - Carregamentos (autovalores) das CPs, para a fase de sentar do TUG.

Variáveis do CP	Variância explicada (%)	Variâncias acumulada (%)	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7
DP accz			0.849						
DP Roll	20,5	20,5	0.847						
Rms accy			0.859						
Max accx - flexão				0.609					
Rms Yaw	16,22	36,72		0.796					
Rms accx - flexão				0.559					
Rms yaw - flexão				0.755					
Max accz - flexão					0.823				
Min accx - flexão	12,01	48,74			-0.861				
MD accy						0.829			
MD accy - flexão	10,37	59,1				0.898			
Max accy - flexão						0.658			
Min accz	7,9	67					0.836		
AMP flexão de tronco							-0.786		
Duração da fase de sentar	6,83	73,84						0.559	
Duração da fase de flexão no sentar								0.928	
MD roll	5,75	79,59							0.778
Min roll - extensão									0.891

Legenda: MD: média; DP: desvio padrão; Max: Máximo; Min: Mínimo; Rms: root mean square; accx: aceleração médio lateral; accy: aceleração vertical; accz: aceleração antero-posterior; flexão: fase de flexão durante o sentar; extensão: fase de extensão durante o sentar; AMP: amplitude.

Fonte: Autor.

A tabela 18 apresenta os resultados dos escores das PCs do sentar entre caidor e não caidor. Foi encontrado diferenças no componente 7 entre os grupos.

Tabela 18 - Comparação dos componentes principais da fase de sentar do TUG entre idosos com (caidor) e sem (não caidor) histórico de quedas.

Componentes principais	Não caidor	Caidor	p
CP1	0,03 ± 1,07	-0,1 ± 0,73	0.509
CP2	-0,03 ± 1,03	0,08 ± 0,92	0.591
CP3	0,02 ± 1	-0,06 ± 1,02	0.691
CP4	0,01 ± 0,95	-0,03 ± 1,15	0.849
CP5	-0,02 ± 1,01	0,06 ± 0,98	0.706
CP6	0,04 ± 1,06	-0,14 ± 0,8	0.354
CP7	0,13 ± 0,9	-0,41 ± 1,19	<0.006*

Legenda: CP = Componente principal;

Fonte: Autor

6.3 Análise de Regressão Logística e Curvas ROC

Com a aplicação da técnica de eliminação recursiva de atributos sobre as variáveis extraídas do sensor, a técnica reduziu de 404 variáveis para 10 de maior contribuição. Entraram como variáveis preditivas do modelo de regressão logística: Média pitch levantar - extensão, Máximo accy levantar - extensão, Máximo yaw levantar - extensão, Duração de levantar BC, Média roll sentar, Mínimo roll sentar - extensão, Máximo accx sentar - flexão, Slope80% descida giro 2, Mínimo yaw caminhada 2 e Duração de sentar GH.

O modelo de regressão logística foi significativo ($X^2(1) = 39.001$; $p < 0.001$, R^2 Negekerke = 0.372). Dentre as variáveis dependentes do modelo logístico, somente 4 apresentaram contribuições importantes: Máximo accz - extensão, Slope80% descida giro 2, Mínimo yaw caminhada 2 e Duração de sentar GH. Os resultados da equação de regressão estão apresentados na Tabela 19.

Tabela 19 - Razão de chances para o risco de queda com as variáveis de aceleração e velocidade angular das fases do TUG.

Variáveis dependentes	B	Teste de Wald	p	Razão de chances (OR)	Intervalo de Confiança
Constante	-3.504	4.43	<0.03	0.03	-6.77 - (-0.24)
Max accz levantar - extensão	-5.847	7.31	<0.007	0.003	-10.08 - (1.60)
Slope 80% desc - giro 2	-1.348	7.46	<0.006	0.260	-2.31 - (-0.38)
Min yaw caminhada 2	-1.303	4.45	<0.03	0.272	-2.51 - (-0.09)
Duração de sentar GH	1.831	4.25	<0.04	6.243	0.09 - 3.57

Max: máximo; Min: mínimo; desc: descida.

Fonte : Autor.

A AUC da análise da ROC demonstrou uma baixa capacidade preditiva para a performance do TUG (AUC = 0.493; EP =0.056; P=0.917;95% CI = 0.383 -0.605), enquanto a curva ROC aplicado aos valores preditos a partir da regressão logística demonstrou boa capacidade preditiva (AUC = 0.821; EP =0.043; P<0.001 ;95% CI = 0.736 -0.906), como ilustra na Figura 11. A tabela 20 mostra os pontos de corte, sensibilidade e especificidade para o modelo com a performance do TUG e o modelo de regressão.

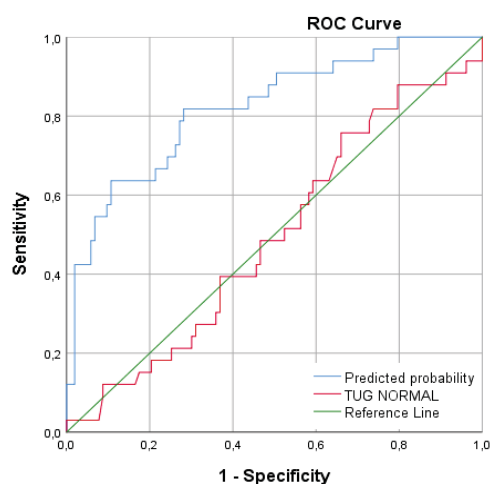


Figura 11 - Curva de ROC para predição de quedas com o modelo de TUG e de regressão.

Tabela 20 - Área sob a curva ROC, intervalo de confiança, ponto de corte, sensibilidade e especificidade dos indicadores para discriminar idosos com (caidor) e sem (não caidor) histórico de quedas.

Modelo	AUC	P	95%IC	Ponto de corte**	Sensibilidade	Especificidade
TUG	0.493	0.917	0.383 - 0.605	12,52	0.212	0.748
Regressão Logística*	0.821	<0.001	0.736 - 0.906	0,48	0.424	0.961

Regressão Logística :Vide tabela 19; Ponto de corte**: TUG em segundos e Regressão Logística em probabilidade;

O ponto de corte do modelo de regressão logística que maximizou a sensibilidade (42%) e a especificidade (96%) foi com a probabilidade de 0,48.

7. DISCUSSÃO

O objetivo do estudo foi verificar se as variáveis de aceleração e velocidade angular extraídas das fases do TUG poderiam ter uma capacidade preditiva de diferenciar idosos com e sem histórico de quedas comparado isoladamente a

performance do TUG. O principal achado do presente estudo foi que o modelo com o conjunto de variáveis das fases do TUG foi superior na discriminação de idosos com e sem histórico de quedas comparado ao tempo requerido para completar o TUG.

7.1 Prevalência de quedas

As quedas em idosos são um problema de saúde pública mundial. Estima-se que cerca de um terço dos idosos caem pelo menos uma vez ao ano (RAJAGOPALAN; LITVAN; JUNG, 2017; SAFTARI; KWON, 2018). No presente estudo, a prevalência de quedas foi de 32%, o que corrobora com os achados anteriores (MOREIRA et al., 2022; SALARI et al., 2022). Uma revisão sistemática com meta análise indicou que a prevalência mundial de quedas foi entre 23,4 a 29,8%. Quando analisado especificamente no continente das Américas, a prevalência varia entre 22,4 a 34,% (SALARI et al., 2022). No Brasil, a prevalência de quedas varia de acordo com a região geográfica. No sul, a prevalência de quedas tem sido estimada em 27% (SIQUEIRA et al., 2011). Moreira e colaboradores identificaram uma prevalência de quedas de 40 % na cidade de Curitiba (MOREIRA et al., 2022). Essas divergências entre o presente e os demais estudos podem ser justificadas por variações de faixa etária, nível de atividade física, diferenças antropométricas e por diferenças socioeconômicas e educacionais.

O índice de massa corporal foi a única variável que diferiu entre caidores e não caidores. Há evidências na literatura que apontam que a obesidade está associada a um maior risco de quedas (OGLIARI et al., 2021; TREVISAN et al., 2019). Trevisan e colaboradores conduziram uma revisão sistemática com meta-análise e identificaram uma associação entre o IMC e o risco de quedas em idosos da comunidade. Foi sugerida uma relação não linear com formato U, sendo que IMCs entre 26 a 28 apresentam menor risco de queda, enquanto IMCs acima ou abaixo destes parâmetros apresentam maiores chances de queda (TREVISAN et al., 2019). Ogliari e colaboradores corroboram com os resultados da revisão sistemática de Trevisan, e também demonstraram uma relação não linear com

formato U entre obesidade e risco de queda (OGLIARI et al., 2021). O mecanismo subjacente a relação entre obesidade e as quedas ainda não é clara, contudo, a associação da obesidade a menores níveis de atividade física e a presença de comorbidade crônicas possam ser uma via de explicação, já que esses dois fatores estão relacionados a menor capacidade funcional em idosos (HIMES; REYNOLDS, 2012).

Tais achados corroboram com a observação de maior consumo de medicamentos de uso contínuo no presente estudo no grupo de caidores comparado aos não caidores (3 vs. 2,21), com diferença marginal ($p=0.057$). Desta forma, a diferença de IMC encontrada entre os grupos possa ser justificada pelo maior consumo de medicamentos, visto que este está diretamente relacionado a maior incidência de doenças crônicas (ALMODÓVAR; NAHATA, 2019).

7.2 TUG

O TUG é um teste clínico desenvolvido com o objetivo de mensurar a mobilidade e equilíbrio dinâmico do paciente (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991). A performance é avaliada pelo tempo total para finalizar o teste, sendo que quanto maior o tempo, pior a performance (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991). Uma baixa performance no TUG está atrelada a maior tempo de internação hospitalar, pior qualidade de vida, capacidade funcional reduzida e, principalmente, a um aumento significativo do risco de queda (BATKO-SZWACZKA et al., 2020; SVINØY et al., 2021). Diversos estudos recomendam o teste TUG como ferramenta clínica para avaliar o risco de queda em idosos, uma vez que este teste engloba movimentos que abrangem ações de levantar e sentar da cadeira, caminhadas e giros, as quais retratam em grande parte atividades da vida diária (COELHO-JUNIOR et al., 2018; VICCARO; PERERA; STUDENSKI, 2011). Além disso, o TUG se associa a diversas capacidades físicas, como força e potência muscular, mobilidade e equilíbrio (COELHO-JUNIOR et al., 2018).

Não foram encontradas diferenças entre o TUG e suas fases, no TUGVSU e no TUG reserva entre caidores e não caidores. Diversos estudos analisaram a performance do TUG entre idosos caidores e não caidores e observaram diferenças

(ALEXANDRE et al., 2012; SHUMWAY-COOK; BRAUER; WOOLLACOTT, 2000; THRANE; JOAKIMSEN; THORNQUIST, 2007) . Contudo, os valores reportados dos idosos caidores do presente estudo se equiparam aos observados em idosos não caidores da literatura. Em uma revisão sistemática, conduzida por Schoene e colaboradores, é observado que em idosos com boa capacidade funcional, a diferença na performance de TUG entre caidores e não caidores é mínima (SCHOENE et al., 2013). Além disso, a performance do TUG revela que os caidores apresentam desempenhos superiores em relação aos pontos de corte de referência, o que pode denotar elevada capacidade funcional dos idosos no presente estudo (BOHANNON, 2006). Isso corrobora com os achados da literatura que apontam que a performance do TUG pode não ser sensível identificar o risco de quedas em idosos da comunidade que vivem independentemente (BARRY et al., 2014; SCHOENE et al., 2013). Outro fator que pode ter contribuído para ausência de diferenças na performance do TUG, é que as quedas derivam de um processo complexo e multifatorial e é improvável que seja explicado somente pela performance do TUG (SCHOENE et al., 2013).

A análise das fases do TUG é relevante, pois pode indicar em qual fase o indivíduo apresenta maior dificuldade, as quais nem sempre podem ser captadas pelo tempo total de execução do teste (TMAURA et al., 2013; WEISS et al., 2013; ZAKARIA et al., 2015). Além disso, o profissional de saúde pode proporcionar intervenções mais específicas e direcionadas para as fases identificadas com maior adversidade. Adicionalmente, os tempos de giro e do levantar estão relacionados ao equilíbrio dinâmico e potência muscular dos membros inferiores, respectivamente (CHEN; CHOU, 2017).

Estudos que analisaram os aspectos temporais das fases do TUG identificaram diferenças entre caidores e não caidores (GREENE et al., 2012; TMAURA et al., 2013; WEISS et al., 2011; ZAKARIA et al., 2015). Contudo, também se encontra diferenças no tempo total do teste. De fato, em estudo prévio observou-se que quando não ocorre redução no tempo total do TUG também não são identificadas alterações nas fases do teste (CARONNI et al., 2019).

A realização do TUG em máxima velocidade é promissora, uma vez que

alterar a velocidade da tarefa configura um desafio por exigir mais os sistemas de controle postural e esforços musculares para manter o equilíbrio e se adaptar as exigências da atividade (CALLISAYA et al., 2017; COSTA et al., 2022). Enquanto a capacidade reserva representa uma medida clínica quantificada pela diferença entre a velocidade de caminhada auto selecionada e a velocidade máxima de caminhada (MIDDLETON et al., 2016). Indivíduos com baixa capacidade reserva podem estar realizando atividades próximas ou em sua capacidade máxima. Logo, idosos com pequena reserva podem não ser capazes de se ajustar a situações que demandam mais de suas capacidades físicas como atravessar a rua ou restabelecer o equilíbrio após um tropeço (KALRON et al., 2017). Idosos com capacidade reserva reduzida, têm sido associados a maiores risco de queda (MIDDLETON et al., 2016). Contudo, não foram identificadas diferenças entre os grupos no TUG VSU e o TUG reserva. Desta forma, as variações do teste não propiciaram ganhos adicionais para a identificação de quedas em idosos.

Em síntese, a performance do TUG, suas fases e suas variações parecem não diferenciar entre idosos caidores e não caidores. Dessa forma, os resultados do presente estudo rejeitam a hipótese H1.

7.3 ACP

No presente estudo, a ACP foi empregada sobre o conjunto de variáveis de aceleração e velocidade angular das fases do TUG e foi identificado diferenças no levantar e sentar da cadeira, primeira caminhada e segundo giro.

7.3.1 Fases de levantar e de sentar da cadeira

A habilidade de levantar e sentar na cadeira é um pre-requisito para independência funcional de idosos. A performance desse movimento está associada à força e potência dos membros inferiores, bem como ao controle postural (LORD et al., 2002). Uma baixa capacidade de produzir de força está associada a maiores riscos de mortalidade, menor capacidade funcional, perda da

independência, aumento da fragilidade, sarcopenia e maior risco de queda (DE BRITO et al., 2014; LORD et al., 2002; VAN LUMMEL et al., 2016b). Foi observado diferenças no CP4 e CP7 entre idosos caidores e não caidores, que representam somente 9% e 5% da variação dos dados, respectivamente.

As diferenças entre caidores e não caidores na CP4 relacionam-se aos movimentos de extensão e aceleração vertical do tronco ao levantar da cadeira. Esses achados sugerem que os não caidores apresentaram maior capacidade de aceleração vertical no instante de levantar da cadeira. A reduzida capacidade de aceleração vertical encontrada nos idosos com histórico de quedas, pode estar relacionada com menor potência muscular dos membros inferiores, especificamente dos músculos flexores e extensores do tronco (ZIJLSTRA et al., 2010). A transição da posição sentada para posição de pé requer uma série de controles motores e contrações musculares para mover o corpo para frente e acelerar verticalmente o centro de massa. Dessa forma, níveis adequados de força e potência muscular de membros inferiores são necessários (SUNDERARAMAN et al., 2019).

O presente achado corrobora com os resultados presente na literatura. Zakarias e colaboradores avaliaram idosos com alto e baixo de risco de queda no TUG por intermédio de sensores inerciais e encontraram diferenças no RMS da fase de extensão do levantar da cadeira entre grupos (ZAKARIA et al., 2015). Galán-Mercant e colaboradores demonstraram que diferenças entre idosos frágeis e não-frágeis residem no componente de aceleração vertical ao levantar da cadeira (GALÁN-MERCANT; CUESTA-VARGAS, 2014).

O CP7 relaciona-se com movimentos do tronco no plano transversal, o que aponta que os idosos caidores apresentaram acentuada rotação do tronco durante o levantar da cadeira. Isso pode ser justificado pela menor capacidade de produção de força nos membros inferiores, o que acarreta no caidor adotar estratégias compensatórias, como projeção acentuado do tronco para frente, para realizar o movimento. Essa estratégia pode levar a maior oscilação postural e desafios ao sistema de controle postural do caidor. (SUNDERARAMAN et al., 2019; WEISS et al., 2011).

Na fase de sentar foi observado diferenças no CP7, que representa

aproximadamente 6% da variação dos dados. O CP7 é composto por variáveis relacionadas ao movimento do tronco no plano frontal, que revelam movimentos de flexão lateral do tronco. Os caidores apresentaram menor RMS da velocidade angular no eixo ROLL. Durante a fase de sentar, ocorre sobreposição com a fase de giro, que dificulta o maior controle do centro de massa sobre os limites de estabilidade. Diante disso, o idoso caidor parece adotar uma estratégia mais cautelosa, visto que os mecanismos responsáveis pelo controle postural apresentam uma capacidade reduzida de se ajustar rapidamente, o que dificulta a manutenção do centro de massa dentro da base de suporte (ZAKARIA et al., 2015).

7.3.2 Fases de caminhada

Apenas o primeiro trecho de caminhada mostrou diferenças no CPs entre caidores e não caidores. Por outro lado, o segundo trecho não possibilitou diferenciar o histórico de quedas. Apesar da similaridade entre a primeira e segunda caminhadas (caracterizadas pela predominância de marcha), diversos fatores as tornam diferentes. Por exemplo, o início da marcha é distinto nas duas fases, uma vez que a primeira é iniciada a partir da posição sentada na cadeira, enquanto a segunda, é iniciada em pé (VITECKOVA et al., 2019). Viteckova e colaboradores visaram analisar a similaridade entre os parâmetros espaço temporais das fases de caminhada do TUG e identificaram que a segunda fase apresenta velocidade da marcha reduzida. Além disso, foram observados menores tamanhos do passo e passada comparado a primeira fase. Talvez os maiores ajustes no deslocamento do centro de massa possam explicar tais diferenças. É relevante destacar que o início e término das fases de caminhada envolvem giros, o que pode causar maior instabilidade, o que pode causar maior precaução (VITECKOVA et al., 2019).

Foram observadas diferenças no CP4, que contém 9% da variação dos dados. Este componente envolve variáveis relacionados a estabilidade dinâmica médio lateral do tronco durante a marcha. Isso significa que os idosos caidores apresentam oscilações e rotações médio lateral do tronco reduzidas comparado aos não caidores. Esses resultados corroboram com os achados de outros estudos

(BARAK; WAGENAAR; HOLT, 2006; BOWER et al., 2019; GALÁN-MERCANT; CUESTA-VARGAS, 2014; LATT et al., 2009; ZAKARIA et al., 2015). Barak e colaboradores compararam variáveis cinemáticas entre idosos caidores e não caidores em esteira e observaram que caidores apresentavam menores deslocamentos médio-laterais do centro de massa. Tal estratégia pode estar associada a fraqueza do glúteo médio em caidores a fim de minimizar as forças laterais e controlar melhor a projeção do centro de massa sobre a base de suporte (BARAK; WAGENAAR; HOLT, 2006). Bower e colaboradores demonstraram diferenças entre caidores e não caidores no deslocamento médio lateral da pelve e reportaram aumentos sobre o risco de queda de 6,75 vezes (BOWER et al., 2019).

Latt e colaboradores analisaram a marcha de pacientes de Parkinson caidores e não caidores por intermédio de acelerômetros posicionados na região da pelve. As diferenças entre os grupos na RMS da aceleração ântero-posterior, vertical e médio lateral indicam que caidores adotam estratégias que visam minimizar forças desestabilizadoras, limitando perturbações exacerbadas ao centro de gravidade durante a caminhada (LATT et al., 2009).

Dessa forma, os dados corroboram que idosos caidores adotam estratégias mais conservadoras e cautelosas durante a marcha, com menor oscilação do tronco no eixo médio lateral durante a caminhada e também adotam um padrão mais rígido do tronco, para manter o centro de massa dentro dos limites da base de suporte para incrementar a estabilidade.

7.3.3 Fases de Giro

O giro é recorrente nas atividades diárias de idosos (ROBINOVITCH; FELDMAN; YANG, 2013). O giro é complexo, visto que impõe demandas adicionais sobre controle postural e coordenativas para organizar as respostas dos membros inferiores a fim de evitar desequilíbrios (LEACH et al., 2018). Dificuldades em realizar o giro estão associadas a aumentos no risco de queda (WRIGHT et al., 2012; YANG et al., 2016). Idosos caidores apresentam dificuldade na realização do giro e adotam estratégias mais lentas (com menor velocidade de rotação do tronco) e com

aumento no número de passos durante o giro (LEACH et al., 2018).

As fases de giro diferiram entre os grupos apenas no CP no segundo giro, enquanto no primeiro giro não foi observado. Os giros são distintos, principalmente porque o segundo antecede a fase de sentar e apresenta sobreposição de fases. Assim, é plausível que em tais condições podem ocorrer maiores perturbações sobre o sistema de controle postural dinâmico (MANGANO et al., 2020; WEISS et al., 2016). Para realizar o sentar de forma eficiente e segura, o controle motor do segundo giro deve incorporar componentes antecipatórios destinados para compensar a desestabilização intrínseca que ocorre durante a fase de sentar (MANGANO et al., 2020).

O CP5 diferiu entre caidores e não caidores no segundo giro, especialmente no que se refere as acelerações no eixo médio lateral, que foram mais elevadas para os caidores, o que sugere maiores oscilações do tronco. O controle dos movimentos do tronco apresenta uma relevância para a estabilidade postural, uma vez que correspondem a um terço do peso total. Em virtude da massa e da altura relativa em relação ao solo, pequenas oscilações no tronco, podem aumentar significativamente o risco de desequilíbrio e, conseqüentemente, um episódio de queda (VAN DER BURG et al., 2006). Durante o giro, ocorre um deslocamento lateral do centro de massa em relação limites de base de suporte, o que pode comprometer o controle do centro de massa e gerar maior propensão a quedas (CONRADSSON; PAQUETTE; FRANZÉN, 2018). Os resultados indicam que os caidores apresentam maior dificuldade em manter o centro de massa dentro da base de suporte, principalmente no sentido médio lateral.

Em síntese, a utilização da ACP sobre as variáveis extraídas das fases do TUG permitem diferenciar idosos com e sem histórico de quedas. Foi observado que idosos caidores apresentaram menor aceleração vertical durante o levantar, menor rotação do tronco durante a caminhada, maior oscilação médio lateral do tronco durante o giro e menor movimentos laterais do tronco durante o sentar. Com isso, os resultados do presente estudos aceitam a hipótese 2.

7.4 Regressão e AUC

Ao analisar o TUG como instrumento para identificação de quedas em idosos, os resultados do presente estudo indicam que o TUG não é uma ferramenta para discriminar caidores e não caidores, visto que a área da curva ROC foi de 0.47.

Shumway-Cook e colaboradores investigaram a capacidade do teste TUG realizado em velocidade normal e sobre dupla tarefa em prever quedas em idosos. A análise revelou uma diferença na performance do TUG entre caidores e não caidores (8,4 vs. 22,2). A curva ROC, definiu um ponto de corte de 12,5s, com sensibilidade e especificidade de 87%. Contudo, a principal limitação do estudo está no tamanho reduzido da amostra (15 idosos caidores e 15 não caidores), o que limita a capacidade de generalizar tais resultados (SHUMWAY-COOK; BRAUER; WOOLLACOTT, 2000).

Thrane e colaboradores investigaram a associação entre TUG e quedas em 974 idosos da Noruega. Observou diferença significativa na performance do TUG entre caidores e não caidores (12.15 vs 13.48s). Por outro lado, a curva de ROC foi de 0.5, o que demonstra baixo poder discriminativo do TUG em discriminar idosos caidores (THRANE; JOAKIMSEN; THORNQUIST, 2007). Kang e colaboradores, através de estudo prospectivo com 541 não observaram diferenças na performance do TUG entre caidores e não caidores. Nesse estudo, a área da curva ROC foi de 0.607, ou seja, o teste apresenta pouca capacidade preditiva para identificar quedas (KANG et al., 2017). Alexandre e colaboradores conduziram um estudo prospectivo no Brasil para determinar a acurácia do TUG para avaliar o risco de queda em idosos da comunidade. Não foram identificadas diferenças na performance do TUG entre caidores e não caidores (13,18 vs 11,95s). A área da curva de ROC de 0,68, com ponto de corte de 12,47s, sensibilidade de 73,7% e especificidade de 65.8% (ALEXANDRE et al., 2012). Contudo, nesse estudo, a amostra foi composta por 60 participantes.

Dessa forma, verifica-se que estudos com amostras reduzidas tendem a apresentar valores de curva ROC superiores comparados aqueles que empregam amostras maiores e, conseqüentemente, mais representativas. Além disso, uma revisão sistemática com metanálise que sintetizou 10 estudos, apontou que o teste

TUG apresenta limitações para predizer quedas, sugerindo a não utilização como ferramenta isolada para esta finalidade (BARRY et al., 2014). Portanto, parece que o TUG possui limitada capacidade em identificar o risco de queda em idosos, o que corrobora com os achados do presente estudo.

O modelo de regressão logística construída com as variáveis de aceleração e velocidade angular extraídas das fases do TUG mostrou-se superior comparado ao tempo total do TUG na predição de quedas em idosos. Esse resultado corrobora com a literatura (GREENE et al., 2010; PONTI et al., 2017; SAMPLE et al., 2017; WEISS et al., 2011).

Weiss e colaboradores apresentaram melhores resultados de acurácia (87% vs 63%) com variáveis extraídas do TUG comparado ao tempo total na predição de quedas em idosos. O estudo conduzido por Greene e colaboradores verificou uma acurácia de 83 % com o modelo com as variáveis dos sensores, enquanto o tempo total do TUG foi de 38%. Ponti e colaboradores demonstraram que variáveis do domínio da frequência extraídas dos sensores inerciais durante o teste de TUG apresentaram melhor capacidade de predição para uma ocorrência de quedas em idosos comparado ao tempo total de TUG (acurácia 74% vs 66%).

A divergência de resultados entre o presente estudo e da literatura pode ser explicada pelos designs dos estudos (prospectivos e retrospectivos), posicionamento dos sensores inerciais e as diferentes variáveis calculadas e incluídas nos modelos de predição.

O modelo de regressão construído parece ser uma ótima ferramenta para identificar idosos não caidores, visto que apresentou valor alto de especificidade (93%) que representa os verdadeiros negativos. Por outro lado, o modelo apresentou baixa sensibilidade (42%), o que indica capacidade limitada em identificar idosos caidores. Esse achado corrobora com a revisão sistemática de Barry, que demonstra que o TUG apresenta baixa sensibilidade e alta especificidade.

Em síntese, o modelo de regressão logística criada com as variáveis de aceleração e velocidade angular extraídas do teste TUG se mostraram superior a performance do TUG isolado na identificação do histórico de quedas em idosos.

Dessa forma, os resultados do presente estudo aceita a hipótese 3.

No presente estudo, houve algumas limitações: 1) Uso da análise bidimensional para determinar as fases do TUG, o que pode acarretar a alguns erros temporais; 2) a predição de quedas foi baseada no histórico de quedas, sendo que o padrão ouro recomendado seria um acompanhamento temporal das quedas dos idosos; 3) o modelo de regressão não foi validado em um conjunto de dados teste, ou seja, não há como saber como o modelo irá se adequar diante novos dados; e 4) o desbalançamento de amostras entre caidores e não caidores pode ter influenciado no modelo de regressão em maximizar a identificação de não caidores, possivelmente um amostra mais homogênea possa gerar resultados diferentes.

8 CONCLUSÃO

O presente estudo demonstra que o teste TUG, suas fases e suas variações (rápida e reserva) não conseguem discriminar idosos com e sem histórico de quedas. Enquanto a análise mais detalhada das fases do teste TUG, empregando um sensor inercial, consegue identificar diferenças entre idosos com e sem histórico de quedas. Além disso, o modelo de regressão logística construída com as variáveis de aceleração e velocidade angular extraídas das fases do TUG se mostrou superior ao modelo isolado da performance do TUG na discriminação de idosos com e sem histórico de quedas. Dito isso, recomenda-se o uso de sensores inerciais durante o teste de TUG como ferramenta na avaliação do risco de queda em idosos da comunidade.

9 REFERENCIAS

- ABREU, D. R. DE O. M. et al. Fall-related admission and mortality in older adults in Brazil: trend analysis. **Ciencia & saude coletiva**, v. 23, p. 1131–1141, 2018.
- ALEXANDRE, T. S. et al. Accuracy of Timed Up and Go Test for screening risk of falls among community-dwelling elderly. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 16, p. 381–388, 2012.
- ALMODÓVAR, A. S.; NAHATA, M. C. Associations between chronic disease, polypharmacy, and medication-related problems among medicare beneficiaries. **Journal of Managed Care & Specialty Pharmacy**, v. 25, n. 5, p. 573–577, 2019.
- AMBROSE, A. F.; CRUZ, L.; PAUL, G. Falls and fractures: a systematic approach to screening and prevention. **Maturitas**, v. 82, n. 1, p. 85–93, 2015.
- ANGULO, J. et al. **Physical activity and exercise: Strategies to manage frailty** *Redox Biology*, 2020.
- ANSAI, J. H. et al. Cognitive correlates of timed up and go subtasks in older people with preserved cognition, mild cognitive impairment, and Alzheimer's disease. **American journal of physical medicine & rehabilitation**, v. 96, n. 10, p. 700–705, 2017.
- ARNDT, Â. B. M.; TELLES, J. L.; KOWALSKI, S. C. O custo direto da fratura de fêmur por quedas em pessoas idosas: análise no setor privado de saúde na cidade de Brasília, 2009. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, v. 14, n. 2, p. 221–231, 2011.
- BARAK, Y.; WAGENAAR, R. C.; HOLT, K. G. Gait characteristics of elderly people with a history of falls: a dynamic approach. **Physical therapy**, v. 86, n. 11, p. 1501–1510, 2006.
- BARRY, E. et al. Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis. **BMC geriatrics**, v. 14, n. 1, p. 1–14, 2014.
- BATKO-SZWACZKA, A. et al. Predicting adverse outcomes in healthy aging community-dwelling early-old adults with the timed up and go test. **Clinical interventions in aging**, p. 1263–1270, 2020.

BEARD, J. R. et al. **The World report on ageing and health: A policy framework for healthy ageing**The Lancet, 2016.

BEAUCHET, O. et al. Timed Up and Go test and risk of falls in older adults: a systematic review. **The journal of nutrition, health & aging**, v. 15, n. 10, p. 933–938, 2011.

BENTO, P. C. B. et al. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. **Clinical biomechanics**, v. 25, n. 5, p. 450–454, 2010.

BERGEN, G.; STEVENS, M. R.; BURNS, E. R. Falls and fall injuries among adults aged ≥ 65 years—United States, 2014. **Morbidity and Mortality Weekly Report**, v. 65, n. 37, p. 993–998, 2016.

BERRY, S. D.; MILLER, R. R. Falls: epidemiology, pathophysiology, and relationship to fracture. **Current osteoporosis reports**, v. 6, n. 4, p. 149–154, 2008.

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.

BOHANNON, R. W. Reference values for the timed up and go test: a descriptive meta-analysis. **Journal of geriatric physical therapy**, v. 29, n. 2, p. 64–68, 2006.

BOWER, K. et al. Dynamic balance and instrumented gait variables are independent predictors of falls following stroke. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 16, p. 1–9, 2019.

CALLISAYA, M. L. et al. Cognitive status, fast walking speed and walking speed reserve—the Gait and Alzheimer Interactions Tracking (GAIT) study. **Geroscience**, v. 39, n. 2, p. 231–239, 2017.

CARONNI, A. et al. Criterion validity of the instrumented Timed Up and Go test: A partial least square regression study. **Gait & posture**, v. 61, p. 287–293, 2018.

CARONNI, A. et al. How do patients improve their timed up and go test? Responsiveness to rehabilitation of the TUG test in elderly neurological patients. **Gait & posture**, v. 70, p. 33–38, 2019.

CHEN, T.; CHOU, L.-S. Effects of muscle strength and balance control on sit-to-walk and turn durations in the timed up and go test. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 98, n. 12, p. 2471–2476, 2017.

- CHENG, Y. et al. Gait & Posture Can sit-to-stand lower limb muscle power predict fall status ? **Gait & Posture**, v. 40, n. 3, p. 403–407, 2014.
- CIMOLIN, V. et al. Do wearable sensors add meaningful information to the Timed Up and Go test? A study on obese women. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 44, p. 78–85, 2019.
- COELHO-JUNIOR, H. J. et al. The physical capabilities underlying timed “Up and Go” test are time-dependent in community-dwelling older women. **Experimental gerontology**, v. 104, p. 138–146, 2018.
- CONRADSSON, D.; PAQUETTE, C.; FRANZÉN, E. Medio-lateral stability during walking turns in older adults. **PLoS One**, v. 13, n. 6, p. e0198455, 2018.
- COSTA, P. et al. Functional capacity and walking speed reserve in individuals with chronic stroke: A cross-sectional study. **Physiotherapy Theory and Practice**, v. 38, n. 13, p. 2563–2567, 2022.
- CRUZ-JIMENEZ, M. Normal Changes in Gait a n d M o b i l i t y P r o b l e m s i n t h e E l d e r l y Elderly Gait Mobility Lower extremity. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of NA**, v. 28, n. 4, p. 713–725, 2017.
- CUEVAS-TRISAN, R. Balance problems and fall risks in the elderly. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics**, v. 28, n. 4, p. 727–737, 2017.
- CUMMING, R. G.; KLINEBERG, R. Fall Frequency and Characteristics and the Risk of Hip Fractures. p. 774–778, 2006.
- DA SILVEIRA, F. J. et al. Hospitalizations and hospital costs due to falls in Brazilian elderly. **Scientia Medica**, v. 30, n. 1, p. 1–10, 2020.
- DE BRITO, L. B. B. et al. Ability to sit and rise from the floor as a predictor of all-cause mortality. **European journal of preventive cardiology**, v. 21, n. 7, p. 892–898, 2014.
- DOHENY, E. P. et al. Gait & Posture Falls classification using tri-axial accelerometers during the five-times-sit-to-stand test. **Gait & Posture**, v. 38, n. 4, p. 1021–1025, 2013.
- FEDER, G. The assessment and prevention of falls in older people. 2004.
- FIGUEIREDO, A. I. et al. History of falls alters movement smoothness and time taken to complete a functional mobility task in the oldest-old: A case-control study.

Experimental gerontology, v. 167, p. 111918, 2022.

FLORENCE, C. S. et al. Medical costs of fatal and nonfatal falls in older adults.

Journal of the American Geriatrics Society, v. 66, n. 4, p. 693–698, 2018.

FRAGALA, M. S. et al. **Resistance Training for Older Adults: Position Statement From the National Strength and Conditioning Association****Journal of strength and conditioning research**, 2019.

GALAN-MERCANT, A.; CUESTA-VARGAS, A. I. Clinical frailty syndrome assessment using inertial sensors embedded in smartphones. **Physiological measurement**, v. 36, n. 9, p. 1929, 2015.

GALÁN-MERCANT, A.; CUESTA-VARGAS, A. I. Differences in trunk accelerometry between frail and non-frail elderly persons in functional tasks. **BMC research notes**, v. 7, p. 1–9, 2014.

GANEA, R. et al. Multi-parametric evaluation of sit-to-stand and stand-to-sit transitions in elderly people. **Medical engineering & physics**, v. 33, n. 9, p. 1086–1093, 2011.

GANZ, D. A.; LATHAM, N. K. Prevention of falls in community-dwelling older adults. **New England journal of medicine**, v. 382, n. 8, p. 734–743, 2020.

GERIATRICS, A. G. S. AND B. Summary of the updated American Geriatrics Society/British Geriatrics Society clinical practice guideline for prevention of falls in older persons. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 59, n. 1, p. 148–157, 2011.

GOODPASTER, B. H. et al. The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: the health, aging and body composition study. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 61, n. 10, p. 1059–1064, 2006.

GREENE, B. R. et al. Quantitative Falls Risk Assessment Using the Timed Up and Go Test. v. 57, n. 12, p. 2918–2926, 2010.

GREENE, B. R. et al. Evaluation of falls risk in community-dwelling older adults using body-worn sensors. **Gerontology**, v. 58, n. 5, p. 472–480, 2012.

GREINER, M.; PFEIFFER, D.; SMITH, R. D. Principles and practical application of the receiver-operating characteristic analysis for diagnostic tests. **Preventive**

veterinary medicine, v. 45, n. 1–2, p. 23–41, 2000.

HACIDURSUNOĞLU ERBAŞ, D.; ÇINAR, F.; ETI ASLAN, F. Elderly patients and falls: a systematic review and meta-analysis. **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 33, n. 11, p. 2953–2966, 2021.

HIMES, C. L.; REYNOLDS, S. L. Effect of obesity on falls, injury, and disability. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 60, n. 1, p. 124–129, 2012.

HOURY, D. et al. The CDC Injury Center's Response to the Growing Public Health Problem of Falls Among Older Adults. **American Journal of Lifestyle Medicine**, v. 10, n. 1, p. 74–77, 2016.

KALRON, A. et al. The walking speed reserve in low disabled people with multiple sclerosis: Does it provide greater insight in detecting mobility deficits and risk of falling than preferred and fast walking speeds? **Multiple sclerosis and related disorders**, v. 17, p. 202–206, 2017.

KANG, L. et al. Timed Up and Go Test can predict recurrent falls: a longitudinal study of the community-dwelling elderly in China. **Clinical interventions in aging**, p. 2009–2016, 2017.

KAZEMINIA, M. et al. The Effect of Exercise on the Older Adult's Blood Pressure Suffering Hypertension: Systematic Review and Meta-Analysis on Clinical Trial Studies. **International Journal of Hypertension**, v. 2020, 2020.

KRUSCHKE, C.; BUTCHER, H. K. Evidence-based practice guideline: fall prevention for older adults. **Journal of gerontological nursing**, v. 43, n. 11, p. 15–21, 2017.

LATT, M. D. et al. Acceleration patterns of the head and pelvis during gait in older people with Parkinson's disease: a comparison of fallers and nonfallers. **Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences**, v. 64, n. 6, p. 700–706, 2009.

LEACH, J. M. et al. Natural turn measures predict recurrent falls in community-dwelling older adults : a longitudinal cohort study. **Scientific Reports**, n. September 2017, p. 1–9, 2018.

LORD, S. R. et al. Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. **The Journals of**

Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences, v. 57, n. 8, p. M539–M543, 2002.

MADHUSHRI, P. et al. **A smartphone application suite for assessing mobility**. 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). **Anais...IEEE**, 2016

MAHLKNECHT, P. et al. Prevalence and Burden of Gait Disorders in Elderly Men and Women Aged 60 – 97 Years : A Population-Based Study. v. 8, n. 7, p. 1–7, 2013.

MANGANO, G. R. A. et al. Age-related changes in mobility evaluated by the timed up and go test instrumented through a single sensor. **Sensors**, v. 20, n. 3, p. 719, 2020.

MASUD, T.; MORRIS, R. O. Epidemiology of falls. **Age and ageing**, v. 30, n. suppl_4, p. 3–7, 2001.

MELIA, H. P.; GUZMA, R. A. ¿ a y Gerontologi ¿ a Revista Espan ~ ola de Geriatri ´ nicas durante la transferencia de sedente a bi ´ pedo Diferencias biomeca ´ das frecuentes entre adultos mayores con y sin historia de cai. v. 45, n. 5, p. 267–273, 2010.

MIDDLETON, A. et al. Self-selected and maximal walking speeds provide greater insight into fall status than walking speed reserve among community-dwelling older adults. **American journal of physical medicine & rehabilitation/Association of Academic Physiatrists**, v. 95, n. 7, p. 475, 2016.

MIDDLETON, A. et al. Balance impairment limits ability to increase walking speed in individuals with chronic stroke. **Disability and rehabilitation**, v. 39, n. 5, p. 497–502, 2017.

MILOVANOVIĆ, I.; POPOVIĆ, D. B. Principal component analysis of gait kinematics data in acute and chronic stroke patients. **Computational and mathematical methods in medicine**, v. 2012, 2012.

MIRELMAN, A. et al. Association between performance on Timed Up and Go subtasks and mild cognitive impairment: further insights into the links between cognitive and motor function. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 62, n. 4, p. 673–678, 2014.

MONCADA, L. V. V.; MIRE, L. G. Preventing falls in older persons. **American family**

physician, v. 96, n. 4, p. 240–247, 2017.

MOREIRA, N. B. et al. Association between domains of the clinical-functional vulnerability index and falls history in older adults: a cross-sectional study. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 19, n. 13, p. 7949, 2022.

MORELAND, B.; KAKARA, R.; HENRY, A. Trends in nonfatal falls and fall-related injuries among adults aged ≥ 65 years—United States, 2012–2018. **Morbidity and Mortality Weekly Report**, v. 69, n. 27, p. 875, 2020.

NICE, C. FOR C. P. AT. Falls: Assessment and prevention of falls in older people. 2013.

NILSSON, M. et al. Fall risk assessment predicts Fall-Related injury, hip fracture, and head injury in older adults. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 64, n. 11, p. 2242–2250, 2016.

OGLIARI, G. et al. Association between body mass index and falls in community-dwelling men and women: a prospective, multinational study in the Survey of Health, Ageing and Retirement in Europe (SHARE). **European geriatric medicine**, v. 12, p. 837–849, 2021.

ORGANIZATION, W. H. **World report on ageing and health**. [s.l.] World Health Organization, 2015.

PICARDI, M. et al. Turning and sit-to-walk measures from the instrumented Timed Up and Go test return valid and responsive measures of dynamic balance in Parkinson's disease. **Clinical Biomechanics**, v. 80, p. 105177, 2020.

PIRKER, W.; KATZENSCHLAGER, R. Gait disorders in adults and the elderly. p. 81–95, 2017.

PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. **Journal of the American geriatrics Society**, v. 39, n. 2, p. 142–148, 1991.

POJEDNIC, R. M. et al. The specific contributions of force and velocity to muscle power in older adults. **Experimental gerontology**, v. 47, n. 8, p. 608–613, 2012.

PONCIANO, V. et al. Sensors are capable to help in the measurement of the results of the timed-up and go test? A systematic review. **Journal of Medical Systems**, v.

44, n. 12, p. 1–16, 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**, v. 12, n. 4, p. e0175559, 2017.

RAJAGOPALAN, R.; LITVAN, I.; JUNG, T.-P. Fall prediction and prevention systems: recent trends, challenges, and future research directions. **Sensors**, v. 17, n. 11, p. 2509, 2017.

REHMAN, R. Z. U. et al. Selecting clinically relevant gait characteristics for classification of early Parkinson's disease: a comprehensive machine learning approach. **Scientific reports**, v. 9, n. 1, p. 17269, 2019.

ROBINOVITCH, P. S. N.; FELDMAN, F.; YANG, Y. Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care : an observational study. v. 381, n. 9860, p. 47–54, 2013.

RONTHAL, M. G a i t D i s o r d e r s a n d F a l l s i n t h e E l d e r l y Elderly gait disorders Falls Gait physiology Bedside diagnosis. **Medical Clinics of NA**, 2018.

SAFTARI, L. N.; KWON, O.-S. Ageing vision and falls: a review. **Journal of physiological anthropology**, v. 37, n. 1, p. 1–14, 2018.

SALARI, N. et al. Global prevalence of falls in the older adults: a comprehensive systematic review and meta-analysis. **Journal of orthopaedic surgery and research**, v. 17, n. 1, p. 1–13, 2022.

SALARIAN, A. et al. iTUG, a sensitive and reliable measure of mobility. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 18, n. 3, p. 303–310, 2010.

SAMPLE, R. B. et al. Identification of key outcome measures when using the instrumented timed up and go and/or posturography for fall screening. **Gait & posture**, v. 57, p. 168–171, 2017.

SCHOENE, D. et al. Discriminative ability and predictive validity of the timed Up and Go test in identifying older people who fall: systematic review and meta-analysis. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 61, n. 2, p. 202–208, 2013.

SHUMWAY-COOK, A.; BRAUER, S.; WOOLLACOTT, M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. **Physical**

therapy, v. 80, n. 9, p. 896–903, 2000.

SIQUEIRA, F. V. et al. Prevalence of falls in elderly in Brazil: a countrywide analysis. **Cadernos de Saúde Pública**, v. 27, n. 9, p. 1819–1826, 2011.

SUNDERARAMAN, P. et al. Differential associations between distinct components of cognitive function and mobility: implications for understanding aging, turning and dual-task walking. **Frontiers in aging neuroscience**, v. 11, p. 166, 2019.

SVINØY, O.-E. et al. Timed up and go: reference values for community-dwelling older adults with and without arthritis and non-communicable diseases: the Tromsø study. **Clinical interventions in aging**, p. 335–343, 2021.

THRANE, G.; JOAKIMSEN, R. M.; THORNQUIST, E. The association between timed up and go test and history of falls: the Tromsø study. **BMC geriatrics**, v. 7, p. 1–7, 2007.

TINETTI, M. E.; KUMAR, C. The patient who falls: “It’s always a trade-off”. **Jama**, v. 303, n. 3, p. 258–266, 2010.

TINETTI, M. E.; SPEECHLEY, M.; GINTER, S. F. Risk Factors for Falls among Elderly Persons Living in the Community. **New England Journal of Medicine**, v. 319, n. 26, p. 1701–1707, 1988.

TMAURA, T. et al. **Quantitative analysis of the fall-risk assessment test with wearable inertia sensors**. 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). **Anais...IEEE**, 2013

TREVISAN, C. et al. Nutritional status, body mass index, and the risk of falls in community-dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis. **Journal of the American Medical Directors Association**, v. 20, n. 5, p. 569–582, 2019.

UNITED NATIONS, WORLD POPULATION AGEING, 2019. **World Population Ageing 2019**. [s.l: s.n.].

VALENZUELA, P. L. et al. Physical exercise in the oldest old. **Comprehensive Physiology**, 2019.

VAN DER BURG, J. C. E. et al. Postural control of the trunk during unstable sitting in Parkinson’s disease. **Parkinsonism & related disorders**, v. 12, n. 8, p. 492–498, 2006.

VAN LUMMEL, R. C. et al. Intra-rater, inter-rater and test-retest reliability of an

instrumented timed up and go (iTUG) test in patients with Parkinson's disease. **PloS one**, v. 11, n. 3, p. e0151881, 2016a.

VAN LUMMEL, R. C. et al. The instrumented sit-to-stand test (iSTS) has greater clinical relevance than the manually recorded sit-to-stand test in older adults. **PloS one**, v. 11, n. 7, p. e0157968, 2016b.

VERVOORT, D. et al. Multivariate analyses and classification of inertial sensor data to identify aging effects on the Timed-Up-and-Go Test. **PloS one**, v. 11, n. 6, p. e0155984, 2016.

VICCARO, L. J.; PERERA, S.; STUDENSKI, S. A. Is timed up and go better than gait speed in predicting health, function, and falls in older adults? **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 59, n. 5, p. 887–892, 2011.

VITECKOVA, S. et al. Extended Timed Up & Go test: Is walking forward and returning back to the chair equivalent gait? **Journal of Biomechanics**, v. 89, p. 110–114, 2019.

VOS, T. et al. Global burden of 369 diseases and injuries in 204 countries and territories, 1990–2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019. **The Lancet**, v. 396, n. 10258, p. 1204–1222, 2020.

WEISS, A. et al. Can an accelerometer enhance the utility of the Timed Up & Go Test when evaluating patients with Parkinson's disease? **Medical engineering & physics**, v. 32, n. 2, p. 119–125, 2010.

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**, v. 32, n. 12, p. 2003, 2011.

WEISS, A. et al. Using a body-fixed sensor to identify subclinical gait difficulties in older adults with IADL disability: maximizing the output of the timed up and go. **PloS one**, v. 8, n. 7, p. e68885, 2013.

WEISS, A. et al. Transition between the Timed Up and Go turn to sit subtasks: is timing everything? **Journal of the American Medical Directors Association**, v. 17, n. 9, p. 864-e9, 2016.

WHO. **WHO global report on falls prevention in older age**. [s.l.] World Health Organization, 2008.

- WRIGHT, R. L. et al. Differences in axial segment reorientation during standing turns predict multiple falls in older adults. **Gait & posture**, v. 36, n. 3, p. 541–545, 2012.
- YAMAGUCHI, T. et al. Effect of turning angle on falls caused by induced slips during turning. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 15, p. 2624–2629, 2012.
- YANG, W.-C. et al. Motion analysis of axial rotation and gait stability during turning in people with Parkinson's disease. **Gait & posture**, v. 44, p. 83–88, 2016.
- YOSHIOKA, S. et al. The minimum required muscle force for a sit-to-stand task. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 4, p. 699–705, 2012.
- ZAKARIA, N. A. et al. Quantitative analysis of fall risk using TUG test. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering**, v. 18, n. 4, p. 426–437, 2015.
- ZIJLSTRA, W. et al. A body-fixed-sensor-based analysis of power during sit-to-stand movements. **Gait & posture**, v. 31, n. 2, p. 272–278, 2010.

APÊNDICE

APÊNDICE 1- FICHA DE AVALIAÇÃO

FICHA DE AVALIAÇÃO ANAMNESE CLÍNICA E HISTÓRICO DE QUEDAS

1. DADOS DE IDENTIFICAÇÃO

Código:	Data: / /
Nasc: / /	Idade: Sexo: () F () M
Escolaridade:	

2. ANAMNESE CLÍNICA

- a) Pressão arterial
 Alta Baixa Normal

- b) Diabetes
 Sim Não
 Se sim, é controlada?

- c) Problema visuais
 Sim Não
 Catarata
 Glaucoma

- d) Problemas vestibulares
 Labirintite

- e) Sistema ósseo e neuromuscular
 Artrite
 Artrose
 Tendinite
 Neuropatia periférica
 Osteoporose

- f) Deficiência Auditiva
 Sim Não

- g) Doença Neurológica (Acidente Vascular Encefálico, Parkinson, Esclerose Múltipla)
 Sim Não

- h) Deficiência Física
 Sim Não

3. MEDICAMENTOS

Você usa medicamentos regularmente?

sim não

Quais?

hormônio

diurético

anti-coagulante

anti-depressivo

pressão arterial

anti-inflamatórios

analgésicos

cardiovasculares

outros _____

4. OCORRÊNCIA DE QUEDAS

Você teve alguma queda nos últimos 12 meses?

sim não

Quantas vezes?

1 2 3 mais que 3

4.1 ONDE OCORREU A QUEDA?

Dentro de casa? sim não

Em casa, no quintal ou área externa? sim não

Fora de casa em local conhecido? sim não

Fora de casa em local desconhecido? sim não

4.2 POR QUE VOCÊ CAIU?

Tropeçou? sim não

Escorregou? sim não

Escurecimento da visão / síncope? sim não

Tontura / vertigem? sim não

Outros:

4.3 CONSEQUÊNCIAS DA QUEDA

Sofreu fraturas? sim não

Fez cirurgia? sim não

Outros:

APÊNDICE 2 – MONTREAL COGNITIVE ASSESSMENT

MONTREAL COGNITIVE ASSESSMENT (MOCA)
Versão Experimental Brasileira

Nome: _____
Escolaridade: _____
Sexo: _____

Data de nascimento: ____/____/____
Data de avaliação: ____/____/____
Idade: _____

VISUOESPACIAL / EXECUTIVA		Copiar o cubo		Desenhar um RELÓGIO (onze horas e dez minutos) (3 pontos)		Pontos			
				<input type="checkbox"/> Contorno <input type="checkbox"/> Números <input type="checkbox"/> Ponteiros		___/5			
NOMEAÇÃO								___/3	
MEMÓRIA	Leia a lista de palavras, O sujeito de repeti-la, faça duas tentativas Evocar após 5 minutos		Rosto	Veludo	Igreja	Margarida	Vermelho	Sem Pontuação	
		1ª tentativa							
		2ª tentativa							
ATENÇÃO	Leia a seqüência de números (1 número por segundo)	O sujeito deve repetir a seqüência em ordem direta <input type="checkbox"/> 2 1 8 5 4		O sujeito deve repetir a seqüência em ordem indireta <input type="checkbox"/> 7 4 2				___/2	
	Leia a série de letras. O sujeito deve bater com a mão (na mesa) cada vez que ouvir a letra "A". Não se atribuem pontos se ≥ 2 erros.	<input type="checkbox"/> F B A C M N A A J K L B A F A K D E A A A J A M O F A A B						___/1	
	Subtração de 7 começando pelo 100	<input type="checkbox"/> 93	<input type="checkbox"/> 86	<input type="checkbox"/> 79	<input type="checkbox"/> 72	<input type="checkbox"/> 65	4 ou 5 subtrações corretas: 3 pontos; 2 ou 3 corretas 2 pontos; 1 correta 1 ponto; 0 correta 0 ponto		___/3
LINGUAGEM	Repetir: Eu somente sei que é João quem será ajudado hoje.	<input type="checkbox"/>	O gato sempre se esconde embaixo do Sofá quando o cachorro está na sala.		<input type="checkbox"/>			___/2	
	Fluência verbal: dizer o maior número possível de palavras que comecem pela letra F (1 minuto).	<input type="checkbox"/>	_____ (N ≥ 11 palavras)					___/1	
ABSTRAÇÃO	Semelhança p. ex. entre banana e laranja = fruta	<input type="checkbox"/>	trem - bicicleta	<input type="checkbox"/>	relógio - régua			___/2	
EVOCAÇÃO TARDIA	Deve recordar as palavras SEM PISTAS	Rosto	Veludo	Igreja	Margarida	Vermelho	Pontuação apenas para evocação SEM PISTAS		___/5
	Pista de categoria	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>			
	Pista de múltipla escolha	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>			
ORIENTAÇÃO	<input type="checkbox"/> Dia do mês <input type="checkbox"/> Mês <input type="checkbox"/> Ano <input type="checkbox"/> Dia da semana <input type="checkbox"/> Lugar <input type="checkbox"/> Cidade							___/6	
© Z. Nasreddine MD www.mocatest.org Versão experimental Brasileira: Ana Luisa Rosas Sarmiento Paulo Henrique Ferreira Bertolucci - José Roberto Wajman						TOTAL Adicionar 1 pt se ≤ 12 anos de escolaridade		___/30	

APÊNDICE 3 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Nós, André Luiz Felix Rodacki (orientador), Benny Wai Chun Wong (aluno de pós-graduação) e John Jairo Vilarejo Mayor (aluno de pós-graduação) do Departamento de Pós-Graduação em Educação Física – da Universidade Federal do Paraná, estamos convidando o Senhor (a) a participar de um estudo intitulado “Identificação do histórico de quedas em idosos através do teste time up and go”. As quedas constituem a principal causa de lesões em idosos acima de 65 anos. Aproximadamente 28-35% idosos caem pelo menos uma vez por ano e esses números crescem até 32-42% com o aumento da idade. Como consequência, as quedas podem resultar em lesões, fraturas, traumas e, em últimos casos, a morte. Desta forma, é importante identificar quais idosos apresentam maior risco de queda para proporcionar intervenções específicas para reduzir este acidente.

a) O objetivo desta pesquisa é identificar idosos com maior risco de queda por meio da análise individual e conjunta das subfases do teste time up and go com sensor inercial. Desta forma, será desenvolvido um sistema capaz de identificar variáveis quantitativas do teste time up and go e verificar quais variáveis estão mais relacionados com o risco de queda. Além disso, será possível identificar possíveis déficits na força muscular, equilíbrio ou marcha presente em idosos com a avaliação das subfases do teste time up and go com sensor inercial.

b) Caso você concorde em participar da pesquisa, será necessário que você:

- Realizar uma entrevista, com duração de 5 minutos, com um dos pesquisadores com perguntas acerca do histórico de quedas, uso de medicamentos e antecedentes pessoais de doença. Além disso, será realizado um teste de função cognitiva, com duração de 10 minutos.
- Em um segundo momento será realizada a avaliação do teste time up and go, na qual será posicionado um sensor inercial na região do esterno. É um teste simples que consiste em levantar da cadeira, caminhar 3 metros, realizar um giro, caminhar 3 metros novamente e sentar na cadeira. Será realizado uma familiarização inicialmente e depois será realizado 2 tentativas em velocidade habitual e 2 tentativas em velocidade superior a habitual. Entre cada tentativa, o participante poderá descansar até que se sinta confortável para iniciar a próxima tentativa.

c) Para tanto você deverá comparecer no Centro de Estudos do Comportamento Motor (CECOM), no departamento de Educação Física, no campus Politécnico, na Universidade Federal do Paraná, na Av. Cel. Francisco H. dos Santos, 100 - Jardim das Américas, Curitiba - PR, 81530-000, ou estar presente nas unidades de saúde do município de São José dos Pinhais, para a etapa de anamnese e avaliação física. A duração da anamnese será de 15 minutos e a avaliação do teste time up and go com sensor terá uma duração de 10 a 15 minutos, o que levará aproximadamente 30 minutos na sessão total.

d)É possível que você experiencie algum desconforto, relacionado a sensação de fadiga muscular mínima nos membros inferiores pela execução do teste time up and go.

e) Alguns riscos relacionados ao estudo podem ser esperados, como fadiga mínima dos membros inferiores durante a execução do teste. Para reduzir os efeitos da fadiga sobre os membros inferiores, após cada tentativa do teste time up and go, você poderá descansar em uma cadeira confortável até que se recupere completamente. Você também poderá interromper o teste caso seja necessário. No entanto, é algo que não é comum, sendo que será realizado poucas tentativas e, o teste é de curta duração e exige pouco esforço físico.

f)Os benefícios esperados com essa pesquisa são: conhecimento sobre suas características biomecânicas do teste time up and go, ou seja, quanto tempo você utilizou para levantar da cadeira, realizar a caminhada e o giro. Além disso, outras variáveis extraídas dos sensores inerciais poderão mostrar qual fase do teste você apresenta maior dificuldade. Ao final, você irá optar pela melhor forma de envio do relatório individual, seja presencialmente ou por via eletrônico. Nesse relatório será apresentado informações sobre seu risco de queda e resultados dos aspectos temporais e biomecânicos das subfases do teste com os valores de referência da literatura para interpretação e comparação. Ainda você contribuirá para o avanço científico acerca dos estudos de detecção do risco de queda.

g)Os pesquisadores Professor Dr. André Luiz Felix Rodacki (orientador), Benny Wai Chun Wong (aluno de pós graduação) e John Jairo Vilarejo Mayor (aluno de pós graduação), responsáveis por este estudo poderão ser localizados no Centro de Estudos do Comportamento Motor (CECOM), no departamento de Educação Física, no campus Politécnico, na Universidade Federal do Paraná, na Av. Cel. Francisco H. dos Santos, 100 - Jardim das Américas, Curitiba - PR, 81530-000, através do e-mail : rodacki@ufpr.br ou bennywchwong@gmail.com ou jvimayor@gmail.com ou pelo telefone: 41-9912-8595 (André Rodacki), 45-99915-9456 (Benny Wong) e 41-998730841 (John Mayor) no horário das 09:00 as 18:00hrs, para esclarecer eventuais dúvidas que você possa ter e fornecer-lhe as informações que queira, antes, durante ou depois de encerrado o estudo.

h)A sua participação neste estudo é voluntária e se o (a) senhor (a) não quiser mais fazer parte da pesquisa poderá desistir a qualquer momento e solicitar que lhe devolvam este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido assinado.

i)O material obtido –questionários e dados das avaliações – será utilizado unicamente para essa pesquisa e será destruído/descartado ao término do estudo, dentro de cinco anos.

j)As informações relacionadas ao estudo poderão ser conhecidas por pessoas autorizadas (Orientador e mestrando responsável), sob forma codificada, **para que a sua identidade seja preservada e mantida a confidencialidade.**

k) O (a) senhor (a) terá a garantia de que quando os dados/resultados obtidos com este estudo forem publicados, estes estarão codificados de modo que não apareça seu nome.

l) As despesas necessárias para a realização da pesquisa (avaliações e questionários) não são da sua responsabilidade e o (a) senhor (a) não receberá qualquer valor em dinheiro pela sua participação. As despesas de deslocamento do participante para o local da avaliação serão de responsabilidade dos pesquisadores envolvidos na pesquisa. Será realizado um ressarcimento dos valores de deslocamento dos participantes para o Departamento de Educação Física, no campus do Centro Politécnico da UFPR. Já está descrito no panfleto que os participantes que desejam participar da pesquisa serão ressarcidos no valor após o primeiro encontro.

m) Se você tiver dúvidas sobre seus direitos como participante de pesquisa, você pode contatar também o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP/SD) do Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná, pelo e-mail cometica.saude@ufpr.br e/ou telefone 41 -3360-7259, das 08:30h às 11:00h e das 14:00h às 16:00h. O Comitê de Ética em Pesquisa é um órgão colegiado multi e transdisciplinar, independente, que existe nas instituições que realizam pesquisa envolvendo seres humanos no Brasil e foi criado com o objetivo de proteger os participantes de pesquisa, em sua integridade e dignidade, e assegurar que as pesquisas sejam desenvolvidas dentro de padrões éticos (Resolução nº 466/12 Conselho Nacional de Saúde).

n) O Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP) é composto por um grupo de pessoas que estão trabalhando para garantir que seus direitos como participante de pesquisa sejam respeitados. Ele tem a obrigação de avaliar se a pesquisa foi planejada e se está sendo executada de forma ética. Se você achar que a pesquisa não está sendo realizada da forma como você imaginou ou que está sendo prejudicado de alguma forma, você pode entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da SEMS (CEP) pelo telefone (41) 3381-5839 entre segunda e sexta-feira das 08h00 às 17h00 ou pelo e-mail cep.sems@sjp.pr.gov.br.

Eu, _____ li esse Termo de Consentimento e compreendi a natureza e o objetivo do estudo do qual concordei em participar. A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação a qualquer momento sem justificar minha decisão e sem qualquer prejuízo para mim. Fui informado que serei atendido sem custos para mim se eu apresentar algum dos problemas relacionados no item l.

Eu concordo, voluntariamente, em participar deste estudo.

Curitiba, ___ de _____ de _____

[Assinatura do Participante de Pesquisa ou Responsável Legal]

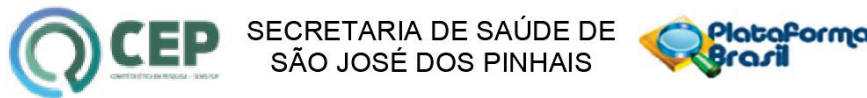
Eu declaro ter apresentado o estudo, explicado seus objetivos, natureza, riscos e benefícios e ter respondido da melhor forma possível às questões formuladas.

[Assinatura do Pesquisador Responsável ou quem aplicou o TCLE]

Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do Setor de Ciências da Saúde da UFPR | CEP/SD Rua Padre Camargo, 285 | 1º andar | Alto da Glória | Curitiba/PR | CEP 80060-240 | cometica.saude@ufpr.br – telefone (041) 3360-7259

Comitê de Ética em Pesquisa da Secretaria Municipal de Saúde de São José dos Pinhais | CEP/SD Rua Cruz Machado, 70 | São Pedro | São José dos Pinhais/PR | CEP 83005-490 | telefone (41) 3381-5839

ANEXO 1 – APROVAÇÃO DO COMITE DE ÉTICA EM PESQUISA – UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Elaborado pela Instituição Coparticipante

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Identificação do histórico de quedas em idosos através do teste time up and go

Pesquisador: André Luiz Felix Rodacki

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 59448522.0.3001.9587

Instituição Proponente: MUNICIPIO DE SAO JOSE DOS PINHAIS

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

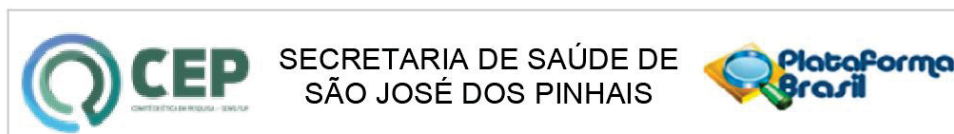
Número do Parecer: 5.854.758

Apresentação do Projeto:

O projeto intitulado "IDENTIFICAÇÃO DO HISTÓRICO DE QUEDAS EM IDOSOS ATRAVÉS DO TESTE TIME UP AND GO", tem como objetivo "Identificar idosos com histórico de queda pelo TUG, suas subfases e suas combinações.". O método da pesquisa é "de natureza transversal e está baseado numa abordagem descritiva e correlacional", os participantes "serão voluntários com idade igual ou superior à 65 anos, de ambos os sexos", sendo os critérios de inclusão: "Serão incluídos na pesquisa indivíduos de ambos os sexos, com idade igual ou superior a 65 anos, com marcha independente e capacidade cognitiva preservada por meio do teste MoCA" e os de exclusão: "(1) limitações físicas ou motoras que impossibilitem a realização do teste de TUG; (2) utilização de aparatos assistivos para a marcha; (3) diagnósticos de doenças neurológicas (Doença de Parkinson, Neuropatia Periférica, AVC), e problemas cardiovasculares e osteomusculares que possam influenciar a marcha e a mobilidade; e (5) consumo de medicamentos que influenciem o equilíbrio (antidepressivos, tranquilizantes, anticoagulantes)". Será realizada no local "a primeira etapa da pesquisa será realizada exclusivamente no campus Centro Politécnico da Universidade Federal do Paraná (UFPR), no Departamento de Educação Física, no Centro de Estudo de Comportamento Motor (CECOM). Enquanto a segunda etapa, será realizada no laboratório CECOM e nas unidades básicas de saúde do município de São José dos Pinhais".

A coleta de dados ocorrerá entre os meses: "Etapa 1 - agosto e setembro/2022 e Etapa 2 -

Endereço: Rua Cruz Machado, 70
Bairro: São Pedro **CEP:** 83.005-490
UF: PR **Município:** SAO JOSE DOS PINHAIS
Telefone: (41)3381-5839 **E-mail:** cep.sems@sjp.pr.gov.br



Continuação do Parecer: 5.854.758

fevereiro e março/2023" por meio de "anamnese composta por questões acerca das variáveis de aceleração, temporais e angulares no teste de TUG entre idosos caídores e não caídores, idosos com déficit de TUG imaginário e idosos sem déficit de TUG imaginário, e idosos com déficit de reserva na velocidade acima da usual no teste de TUG e idosos sem déficit de reserva na velocidade acima da usual no teste de TUG, será utilizado o teste T independente para distribuição normal e teste Mann Whitney para distribuição não normal. Os valores de p serão ajustados por Bonferroni para a redução dos erros do tipo I. A acurácia diagnóstica das variáveis espaciais e temporais do teste de TUG para a identificação de idosos com histórico de quedas será realizada usando a área sob a curva (AUC) da curva de operação do receptor (ROC. As melhores variáveis que predizerem queda serão incluídas no modelo de regressão logística a fim de identificar suas respectivas contribuições para identificar idosos que tenham experimentado quedas. Os procedimentos estatísticos serão realizados no programa SPSS Statistics versão 22 (IBM Corp, Armonk, New York), com nível de significância de $p < 0.05$ ".

A justificativa do estudo é "diante da grande incidência de quedas em idosos, isso resulta em consumo de serviços da saúde para tratamento, gerando despesas médicas significativas e sobrecarregando o sistema de saúde. Estima-se que anualmente os gastos hospitalares do Sistema Único de Saúde decorrentes de queda seja aproximadamente de 135 milhões de reais (DA SILVEIRA et al., 2020). Desta forma, é importante encontrar maneiras para identificar com maior precisão idosos com maior risco de queda para proporcionar intervenções específicas para minimizar as consequências causadas pela queda."

Tamanho da amostra: 150 idosos.

Objetivo da Pesquisa:

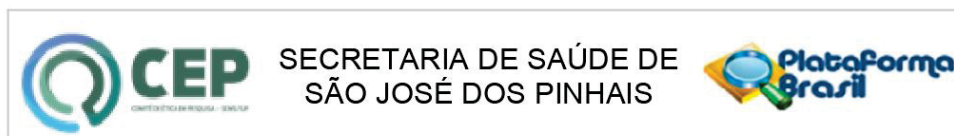
Objetivo Geral:

- Identificar idosos com histórico de queda pelo TUG, suas subfases e suas combinações.

Objetivos Específicos:

- Implementar um sistema para a identificação das subfases do teste de TUG a partir dos sensores inerciais;
- Determinar quais variáveis registrado pelos sensores inerciais estão associadas com o histórico de quedas em idosos pelo teste de TUG em diferentes velocidades de execução (auto selecionada e superior a usual);

Endereço: Rua Cruz Machado, 70
Bairro: São Pedro **CEP:** 83.005-490
UF: PR **Município:** SAO JOSE DOS PINHAIS
Telefone: (41)3381-5839 **E-mail:** cep.sems@sjp.pr.gov.br



Continuação do Parecer: 5.854.758

- Identificar se a autoeficácia influencia o desempenho do TUG e de suas subfases em idosos com e sem histórico de quedas.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

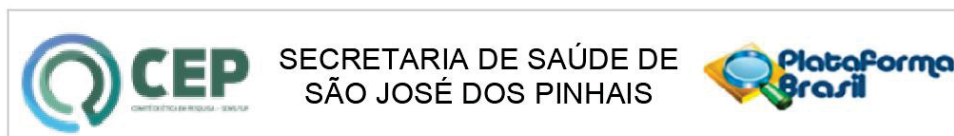
Os riscos da pesquisa são: "A participação no estudo é voluntária, e os participantes têm a liberdade de retirarem seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo, sem demais prejuízos ao participante e/ou a pesquisa em que está sendo ou será submetido. O material obtido – questionários, avaliação física e vídeos – serão utilizados unicamente para essa pesquisa.

Para a segurança de todos os envolvidos, a identidade, os dados pessoais, dados e resultados das coletas e todas as informações obtidas durante toda a execução da pesquisa, estarão sob a responsabilidade dos responsáveis pela pesquisa, serão utilizados apenas e exclusivamente para os fins deste estudo e não serão divulgados em qualquer hipótese. Para minimizar os riscos de quebra de sigilo, anonimato e vazamento de informações, para a organização dos dados será utilizado códigos (S1, S2, S3..). Os dados serão armazenados em computador pessoal, protegido com senha e serão descartados após cinco anos. Para a etapa da entrevista, será garantido local que preserve o sigilo e a privacidade do idoso. Para a realização do TUG o pesquisador contará com a participação de uma assistente para ficar próximo ao idoso, para que, em caso de tontura ou risco de queda, seja assegurado apoio ao idoso.

Durante o teste de TUG, poderá ocorrer fadiga dos membros inferiores. Para minimizar os efeitos da fadiga sobre os membros inferiores, será solicitado que após cada tentativa do teste de TUG, os participantes repousem em uma cadeira confortável até que se recuperem completamente. O participante poderá interromper o teste caso seja necessário. Contudo, esse tipo de situação é raro, pois o teste é de curta duração e não tem uma grande exigência de esforço para sua execução. Caso, haja dor ou desconforto na realização do teste, o idoso será atendido pelo pesquisador e encaminhado para o serviço de referência da sua Unidade de Saúde ou Pronto Atendimento. Todos os gastos necessários para transporte, alimentação, entre outros será ressarcido aos participantes da pesquisa."

Os benefícios da pesquisa são: "Os benefícios dos participantes serão em ter conhecimento sobre suas características biomecânicas do teste time up and go, ou seja, quanto tempo demorou para levantar da cadeira, realizar a caminhada e o giro. Além disso, outras variáveis extraídas dos sensores inerciais poderão mostrar qual fase do teste o participante apresenta maior dificuldade. Ao final, o participante irá optar pela

Endereço: Rua Cruz Machado, 70
Bairro: São Pedro **CEP:** 83.005-490
UF: PR **Município:** SAO JOSE DOS PINHAIS
Telefone: (41)3381-5839 **E-mail:** cep.sems@sjp.pr.gov.br



Continuação do Parecer: 5.854.758

melhor forma de envio de um relatório individual, seja presencialmente ou por via eletrônico. Nesse relatório será apresentada informações sobre seu risco de queda e resultados dos aspectos temporais e biomecânicos das subfases do teste com os

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

- a. Metodologia da pesquisa – presente e adequada.
- b. Referencial teórico da pesquisa – presente e adequado.
- c. Cronograma de execução da pesquisa – presente e adequado.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

- a. Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) – presente e adequado.
- b. Termo de Assentimento (TA) – Não se aplica.
- c. Termo de Assentimento Esclarecido (TAE) – Não se aplica.
- d. Termo de Compromisso para Utilização de Dados e Prontuários (TCUD) – Não se aplica.
- e. Termo de Anuência Institucional (TAI) – Presente e adequado.
- f. Folha de rosto - presente e adequado.
- g. Projeto de pesquisa completo e detalhado - presente e adequado.
- h. Outro (especificar) –

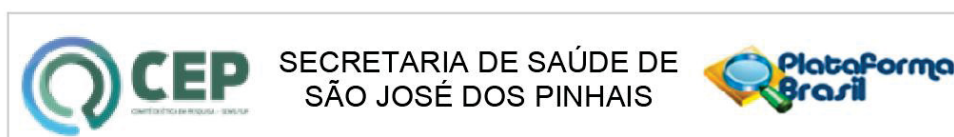
Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O CEP da Secretaria Municipal de Saúde de São José dos Pinhais, colegiado interdisciplinar e independente, de relevância pública, de caráter consultivo, deliberativo e educativo, criado para defender os interesses dos participantes da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos APROVA projeto intitulado "Identificação do histórico de quedas em idosos através do teste time up and go".

Considerações Finais a critério do CEP:

Lembramos aos senhores pesquisadores que, no cumprimento da Resolução 466/2012 e na Norma Operacional Nº 001/2013 do CNS, o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) deverá receber relatórios semestrais e anuais sobre o andamento do estudo, bem como informações relativas às modificações do protocolo, cancelamento, encerramento e destino dos conhecimentos obtidos, além do envio dos relatórios de eventos adversos, quando houver. Salientamos ainda, a necessidade de relatório completo ao final do estudo. Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP-SEMS/SJP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificado e as suas justificativas.

Endereço: Rua Cruz Machado, 70
Bairro: São Pedro **CEP:** 83.005-490
UF: PR **Município:** SAO JOSE DOS PINHAIS
Telefone: (41)3381-5839 **E-mail:** cep.sems@sjp.pr.gov.br



Continuação do Parecer: 5.854.758

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_2053984.pdf	15/12/2022 23:22:38		Aceito
Outros	respostaspendencia.docx	15/12/2022 23:21:33	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLEcorrigidonovoCorrigido.docx	15/12/2022 23:20:39	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	ProjetodetalhadonovoCorrigido.docx	15/12/2022 23:20:01	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Outros	Chceklis.pdf	14/10/2022 01:18:41	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Outros	AutorizacaododiretorSJP.pdf	14/10/2022 01:13:55	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLEcorrigidonovo.docx	14/10/2022 01:11:49	André Luiz Felix Rodacki	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projetodetalhadonovo.docx	14/10/2022 01:11:31	André Luiz Felix Rodacki	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Avaliação da CONEP:

Não

SAO JOSE DOS PINHAIS, 17 de Janeiro de 2023

Assinado por:
Marcia Daniele Seima
 (Coordenador(a))

Endereço: Rua Cruz Machado, 70
Bairro: São Pedro **CEP:** 83.005-490
UF: PR **Município:** SAO JOSE DOS PINHAIS
Telefone: (41)3381-5839 **E-mail:** cep.sems@sjp.pr.gov.br