

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS – UFSCar  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS DA SAÚDE – CCBS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM GERONTOLOGIA – PPGGero

IEDA FERNANDA ALVAREZ

ANÁLISE DA CONCORDÂNCIA ENTRE INSTRUMENTOS DE AVALIAÇÃO DO  
TEMPO DE EXECUÇÃO DO TIMED-UP AND GO (TUG) EM PESSOAS IDOSAS.

SÃO CARLOS - SP  
2021

IEDA FERNANDA ALVAREZ

ANÁLISE DA CONCORDÂNCIA ENTRE INSTRUMENTOS DE AVALIAÇÃO DO  
TEMPO DE EXECUÇÃO DO TIMED-UP AND GO (TUG) EM PESSOAS IDOSAS.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós  
Graduação em Gerontologia da Universidade  
Federal de São Carlos como parte dos requisitos  
para a obtenção do título de Mestre em  
Gerontologia.

Orientadora: Profa. Dra. Daniela Godoi Jacomassi

SÃO CARLOS - SP

2021

Alvarez, Ieda Fernanda

Análise da concordância entre instrumentos de avaliação do tempo de execução do Timed-up and Go (TUG) em pessoas idosas / Ieda Fernanda Alvarez -- 2021.  
51f.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de São Carlos, campus São Carlos, São Carlos  
Orientador (a): Daniela Godoi Jacomassi  
Banca Examinadora: Karina Gramani Say, Alexandre Fonseca Brandão  
Bibliografia

1. Envelhecimento. 2. Sensores inercias. 3. Plataforma de força. I. Alvarez, Ieda Fernanda. II. Título.

Ficha catalográfica desenvolvida pela Secretaria Geral de Informática (SIn)

DADOS FORNECIDOS PELO AUTOR

Bibliotecário responsável: Ronildo Santos Prado - CRB/8 7325



## UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS

Centro de Ciências Biológicas e da Saúde  
Programa de Pós-Graduação em Gerontologia

---

### Folha de Aprovação

---

Defesa de Dissertação de Mestrado do candidato Ieda Fernanda Alvarez, realizada em 23/08/2021.

#### Comissão Julgadora:

Profa. Dra. Daniela Godoi Jacomassi (UFSCar)

Profa. Dra. Karina Gramani Say (UFSCar)

Prof. Dr. Alexandre Fonseca Brandão (UNICAMP)

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

O Relatório de Defesa assinado pelos membros da Comissão Julgadora encontra-se arquivado junto ao Programa de Pós-Graduação em Gerontologia.

## **AGRADECIMENTOS**

### **À Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup>. Daniela Godoi Jacomassi**

Pela sua gentileza, cuidado e atenção em todo o processo de Mestrado. Por suas contribuições acadêmicas e pedagógicas a minha formação e de muitos outros que passam e passarão pelas suas orientações.

### **À Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup>. Karine Gramani Say e o Prof. Dr. Alexandre Brandão**

Por aceitarem o convite para compor a banca de defesa da presente dissertação, contribuindo para minha formação como cientista.

### **Ao Programa de Pós Graduação em Gerontologia da UFSCar**

Pela oportunidade de vivência a Gerontologia.

### **Ao CNPq**

Pelo financiamento do presente estudo.

### **O grupo de pesquisa e laboratório Dinâmica**

Que me aceitou como membro, auxiliou, contribuiu com cada passo do meu mestrado.

### **A Gabriele, Thayna e Bruna**

Meu incrível grupo de trabalho, que aceitou todos os desafios deste e de muitos outros trabalhos.

### **A minha turma de graduação em Educação Física (013)**

Que me mostrou que a educação é caminho. E que me fazem melhor a cada dia.

### **A minha mãe Sueli de Mattos Alvarez**

Mesmo não compreendendo os processos acadêmicos, esteve sempre ao meu lado, e me permitiu chegar até aqui.

### **A minha família e amigos**

Que foram suporte em meio ao caos.

### **A minha mãe Yaya Márcia, meus irmãos de santos e ao sagrado**

Trazendo axé pra minha vida.

### **A minha companheira Adrienne Ando dos Santo Okoudowa**

Que não me deixou desistir. Acolheu e me levantou ao longo de toda pós-graduação. Aguentou minhas mais profundas dores e me mostrou luz quando eu só enxergava breu.

## RESUMO

A qualidade de vida da população idosa está vinculada à manutenção da capacidade funcional. Os declínios na capacidade funcional decorrentes do envelhecimento estão relacionados às quedas de pessoas idosas. Cerca de 400.000 pessoas morrem a cada ano em todo mundo após terem caído. Quando as quedas não terminam em morte ou lesões graves, podem ainda levar a dependência, diminuição da mobilidade, déficits funcionais e um maior risco de quedas recorrentes. Há diferentes testes e escalas utilizados na identificação de alterações na capacidade funcional na população idosa. Dentre estes, o *Timed-up and Go* (TUG) destaca-se por sua padronização, validação e praticidade. O tempo de execução do TUG tem sido utilizado para avaliar de maneira ecológica a mobilidade e o equilíbrio dinâmico. Entretanto, o instrumento “padrão ouro” para obtenção do tempo durante a execução do TUG é o cronômetro de disparo manual, que pode influenciar na aquisição dos dados. A utilização de instrumentos (sensores inerciais e plataforma de força) mais robustos permitiria avaliações mais acuradas da capacidade funcional dessa população. Portanto, o objetivo geral do presente estudo é avaliar a concordância entre instrumentos de avaliação do tempo de execução do TUG em pessoas idosas. Para isso, o estudo contou com 30 amostras provenientes da plataforma de força e 14 amostras provenientes dos sensores inerciais, obtidos durante a realização do TUG por 5 pessoas idosas ( $66,2 \pm 7,2$  anos). A concordância entre as medidas foi analisada a partir de testes de correlação, de Coeficientes de Correlação Intraclasse (ICC), e de gráficos de Bland-Altman. Os resultados revelaram a haver associações positivas entre os tempos obtidos a partir do cronômetro com os tempos obtidos a partir da plataforma de força ( $r_s = 0,97$ ) e dos sensores inerciais ( $r = 0,90$ ). Os ICCs indicaram uma confiabilidade excelente entre os tempos obtidos a partir do cronômetro com os tempos obtidos a partir da plataforma de força (ICC = 0,987) e dos sensores inerciais (ICC = 0,925). Finalmente, os gráficos de Bland-Altman mostraram concordância entre os tempos obtidos a partir do cronômetro com os tempos obtidos a partir da plataforma de força e dos sensores inerciais. Em conclusão, há concordância entre os dados do cronômetro com os dados da plataforma de força e dos sensores inerciais para avaliação do tempo de execução do TUG em pessoas idosas.

Palavras-chaves: Envelhecimento, Mobilidade, Equilíbrio Postural, Sensores Inerciais, Plataforma de Força

## ABSTRACT

The quality of life of the elderly population is associated to the maintenance of functional capacity. Declines in functional capacity resulting from aging are related to falls in older adults. About 400,000 people die each year around the world after they have had fallen. When falls do not result in death or serious injuries, they can lead to dependency, decreased mobility, decision deficits and an increased risk of falls. There are different tests and scales used to identify changes in functional capacity in the elderly population. Among these tests, Timed-up and Go (TUG) stands out due to its standardization, validation and practicality. The total time to complete TUG has been used to assess the mobility and balance. However, the “gold standard” instrument for obtaining time during TUG execution is the manual stopwatch, which can influence on the data acquisition. The use of more robust instruments (inertial sensors and force platform) would allow for more accurate assessments of the functional capacity of the elderly population. Therefore, the objective of the present study is to assess an agreement between instruments to assess the time to perform the TUG in older adults. For this, the study included 30 samples from the force platform and 14 samples from the inertial sensors, obtained during the performance of the TUG by 5 older adults ( $66.2 \pm 7.2$  years). The agreement between measurements was analyzed using correlation tests, Intraclass Correlation Coefficients (ICC), and Bland-Altman graphs. The results revealed that there were positive associations between the times obtained from the stopwatch with the times obtained from the force platform ( $r_s=0.97$ ) and from the inertial sensors ( $r=0.90$ ). The ICCs indicate an excellent reliability between the times obtained from the stopwatch with the times obtained from the force platform (ICC=0.987) and the inertial sensors (ICC=0.925). Finally, the Bland-Altman graphs showed agreement between the times obtained from the stopwatch with the times obtained from the force platform and inertial sensors. In conclusion, there is agreement between the stopwatch data with data from the force platform and the inertial sensors for the evaluation of the TUG in older adults.

Keywords: Aging, Mobility, Postural Balance, Inertial Sensors, Force Platforms

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Projeções das faixas etárias brasileiras de 2021 e 2060.....	12
Figura 2 - Posicionamento dos sensores.....	21
Figura 3 - <i>Chipset</i> do dispositivo BSN, (a) esquemático; (b) real e (c) dispositivo pronto.....	22
Figura 4 - Orientação dos eixos nos sensores.....	23
Figura 5 – Exemplo de uma série temporal da força vertical (em Newtons), obtidos a partir da plataforma de força. T <sub>inicial</sub> momento em que o participante levanta da cadeira, T <sub>final</sub> momento em que o participante senta na cadeira novamente.....	24
Figura 6 – Exemplo de uma série temporal do giroscópio da coxa no eixo x (em graus). T <sub>inicial</sub> é momento em que o participante levanta da cadeira. T <sub>final</sub> é momento em que o participante senta na cadeira novamente .....	25
Figura 7 - Tempo (em segundos) para realização do TUG obtido a partir do cronômetro e a partir da plataforma de força. Dados apresentados como média ('+'), mediana (linha), intervalo interquartil (caixa), mínimo e máximo (hastes), valores individuais (pontos pretos).....	26
Figura 8 - Correlação entre os tempos (em segundo) obtidos a partir do cronômetro (eixo x) e a partir da plataforma de força (eixo y).....	27
Figura 9 - Gráfico Bland-Altman a diferença nos tempos obtidos a partir do cronômetro versus os tempos obtido a partir da plataforma de força. Diferença entre os tempos obtidos a partir do cronômetro versus os obtidos a partir da plataforma (eixo y), valores médios (eixo x), média da diferença (linha vermelha contínua), limite de concordância de 95% superior e inferior (linhas vermelhas tracejadas).....	28
Figura 10 – Tempo (em segundos) para realização do TUG obtidos a partir do cronômetro e a partir do sensor inercial. Dados apresentados como média ('+'), mediana (linha), intervalo interquartil (caixa), mínimo e máximo (hastes), valores individuais (pontos pretos).....	29
Figura 11 – Correlação entre os tempos (em segundos) obtidos a partir do cronômetro (eixo x) e a partir do sensor inercial (eixo y).....	30
Figura 12 - Gráfico Bland-Altman a diferença nos tempos obtidos a partir do cronômetro versus os tempos obtido a partir do sensor inercial. Diferença entre os tempos obtidos a	

partir do cronômetro versus os obtidos a partir da plataforma (eixo y), valores médios (eixo x), média da diferença (linha vermelha contínua), limite de concordância de 95% superior e inferior (linhas vermelhas tracejadas).....31

Figura 13 - Diferença entre o tempo (em segundos) para realização do TUG obtido a partir do cronômetro e o sensor inercial ou a plataforma de força. Dados apresentados como média ('+'), mediana (linha), intervalo interquartil (caixa), mínimo e máximo (hastes) e valores individuais (pontos pretos).....32

## LISTA DE TABELA

Tabela 1 - Teste e escalas de avaliação.....	15
Tabela 2 - Variabilidade dos tempos de execução do TUG de pessoas idosas saudáveis.....	18
Tabela 3 - Tempo (em segundos) para realização do TUG obtidos a partir do cronômetro e a partir da plataforma de força.....	26
Tabela 4 - Tempo (em segundos) para realização do TUG registrado a partir do cronômetro e a partir do sensor inercial. ....	29
Tabela 5 - Diferença dos tempos (em segundos) entre os cronômetros versus plataforma de força e cronômetro versus sensores. ....	32

## LISTA DE ABREVIACOES E SIGLAS

OMS	Organização Mundial de Saúde
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia Estatística
EIAVD	Escala de Independência em Atividade de Vida Diária
STS	Sit and Stand
TAF	Teste de Alcance Funcional
TUG	Teste de Alcance Funcional
BBS	Berg Balance Scale
MCR	Risco Cognitivo Motor
CCL	Comprometimento Cognitivo Leve
DA	Doença de Alzheimer
Hz	Hertz
AMTI	Advance Mechanical Technology
BSN	Biomechanics Sensor Node
BLE	Bluetooth Low Energy
IMU	Inertial Measurement Unit
CSV	Comma Separated Values
Fz	Força Vertical
SPSS	IBM SPSS Statistics – versão 23
ICC	Intraclass Correlation Coefficient
LCS	Limite de Concordância Superior
LCI	Limite de Concordância Inferior
CS	Chair Stand
HGS	Habitual Gait Speed
MGS	Mximal Gait Speed

## SUMÁRIO

<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>13</b>
<b>REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>15</b>
Capítulo 1 – A vida idosa.....	15
1.1 Aspectos demográficos da população idosa.....	15
1.2 Envelhecimento.....	16
1.3 Quedas .....	17
Capítulo 2 - Testes e escalas de avaliação .....	18
2.1 Time-up and Go (TUG).....	19
Capítulo 3 – Objetivos .....	22
Objetivo Geral .....	22
Capítulo 4 - Método.....	23
4.1 Amostra.....	23
4.2 Procedimentos.....	23
4.3 Análises dos dados .....	27
4.4 Análise Estatística.....	28
Capítulo 5 - Resultados.....	30
5.1 Concordância Cronômetro versus Plataforma de Força.....	30
5.2 Concordância Cronômetro versus Sensores.....	32
5.3 Diferenças entre Cronômetro e Plataforma de Força versus Cronômetro e Sensores... 35	
Capítulo 6 - Discussão .....	37
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>43</b>
<b>ANEXO 1 – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da UFSCar.....</b>	<b>49</b>
<b>APÊNDICE 1 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) .....</b>	<b>50</b>

## INTRODUÇÃO

O crescimento da população idosa no mundo é acompanhado pelo aumento da expectativa de vida e índice de envelhecimento, além da queda na natalidade (ORGANIZAÇÃO PAN-AMERICANA DA SAÚDE, 2008; IBGE, 2011; WHO, 2014). O panorama indica a necessidade de maiores compreensões acerca do processo de envelhecimento. OMS (2015) ressalta a necessidade de esforços voltados à manutenção e desenvolvimento da capacidade funcional de pessoas idosas, para que haja uma maior qualidade de vida durante o envelhecimento. O declínio da capacidade funcional durante a vida idosa é marcada pela instabilidade, diminuição da mobilidade e quedas (WHO, 2015). As quedas são relacionadas ao declínio da capacidade funcional nessa população (DUNN et al.,1992; RUBENSTEIN, 2006; POLASTRI; GODOI e GRAMANI-SAY, 2017; SOUZA et a.,2017), podendo levar a dependência, diminuição da mobilidade, lesões graves e até morte (STEVENS e SOGOLOW, 2005; YOSHIDA, 2007; RUBENSTEIN,2006; PELL, 2011). As alterações na capacidade funcional além de serem preditoras para quedas, são também indicadores de possíveis acometimentos, podendo ainda diferenciar grupos e quantificar desempenho (DOLVA, 2004; KLUGER, 2014; BORTOLI, 2015; FUNJIWASA, 2017). Sendo assim avaliar a capacidade funcional de pessoas idosas deveria fazer parte dos cuidados com a saúde dessa população.

A capacidade funcional pode ser avaliada utilizando testes e escalas organizadas, padronizadas, e validadas. Entre as possibilidades de avaliação destaca-se o *Time-up and Go* (TUG). O TUG foi desenvolvido por Mathias, Nayak e Isaacs (1986), permite avaliar o equilíbrio dinâmico e a mobilidade de maneira ecológica de pessoas idosas (BORGES; RADANOVIC e FORLENZA, 2015). A avaliação inicia com o avaliado sentado em uma cadeira com encosto e apoio de braço, ao sinal do avaliador, o avaliado deve levantar andar por 3 metros e retornar a cadeira o mais rápido possível (sem correr). Originalmente o tempo de execução do TUG é mensurado por meio de um cronômetro manual, porém por se tratar de um disparo manual pode haver interferências durante a obtenção dos dados. Alguns estudos veem utilizando outros instrumentos para avaliar o tempo de execução do TUG. Sheehan e colaboradores (2014) e Greene e colaboradores (2012) utilizaram sensores inerciais para avaliar o tempo de execução do TUG, já Bergamasco e colaboradores (2021) utilizaram a plataforma de força para as avaliações. Entretanto até o momento nenhum estudo avaliou a concordância de outros instrumentos (sensores, plataforma) com o instrumento “padrão ouro” (cronômetro). Portanto o objetivo geral do estudo foi avaliar a concordância entre instrumentos de avaliação do tempo de execução do TUG em pessoas idosas. E os objetivos específicos avaliar a concordância da medida de tempo de execução do TUG obtido a partir dos dados provenientes de uma plataforma

de força, comparado aos dados provenientes de um cronômetro (“padrão ouro”) e avaliar a concordância da medida de tempo de execução do TUG obtido a partir dos dados provenientes dos sensores inerciais, comparado aos dados provenientes de um cronômetro (“padrão ouro”) em pessoas idosas.

Neste sentido, o presente estudo buscou clarear as possibilidades de avaliação do tempo de execução do TUG em pessoas idosas. No primeiro capítulo abordamos a vida idosa, os aspectos demográficos, envelhecimento e as quedas. No segundo capítulo discutimos os testes e escalas de avaliação das capacidades funcionais comumente utilizados para avaliação das pessoas idosas. O terceiro capítulo contém os objetivos e em sequência os métodos (Capítulo 4), resultados (Capítulo 5), discussão e conclusão (Capítulo 6).

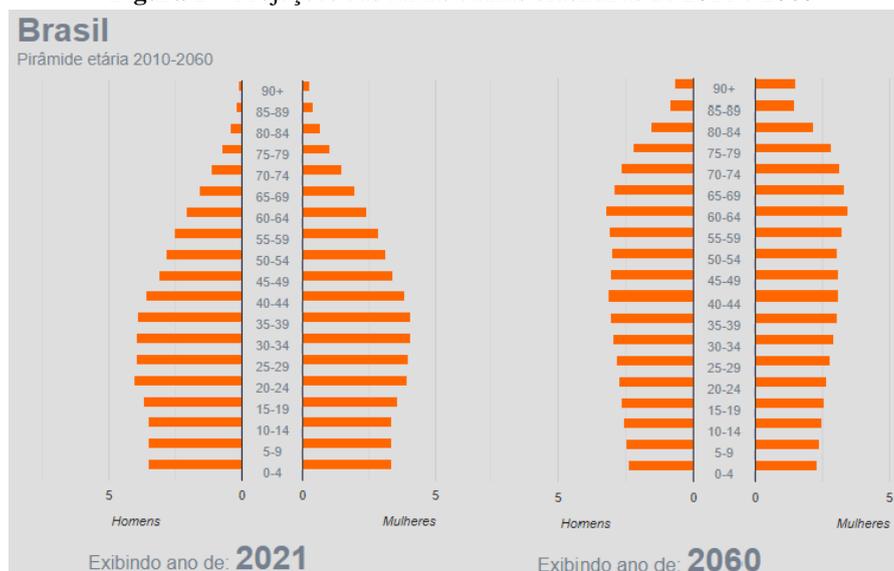
## REVISÃO DE LITERATURA

### Capítulo 1 – A vida idosa

#### 1.1 Aspectos demográficos da população idosa

Dados da Organização Mundial da Saúde (OMS) apontam que em 2014 a população idosa mundial era cerca de 900 milhões e estima-se que, em 2050 esta população alcance a marca de 2 bilhões de pessoas (WHO, 2014; CHATTERJI et al., 2015). No Brasil o panorama atual, mostra que em 2021 a população de pessoas idosas com mais de 65 anos, é cerca de 14% de toda nação. As projeções apontadas pelo site do Instituto Brasileiro de Geografia Estatística (IBGE) mostram que em 2060 as pessoas idosas brasileiras totalizarão mais de 42% de toda população nacional (Figura 1). Entre os principais motivos para o crescimento na quantidade de pessoas idosas no mundo se dá pelo aumento da expectativa de vida, no presente momento a expectativa de vida brasileira é de 80 anos. Outras duas importantes causas para o aumento de pessoas idosas no mundo, é a taxa de natalidade que diminui a cada dia e o índice de envelhecimento que apresenta um aumento constante (ORGANIZAÇÃO PAN-AMERICANA DA SAÚDE, 2008).

**Figura 1** – Projeções das faixas etárias brasileiras de 2021 e 2060



Fonte: [www.ibge.gov.br](http://www.ibge.gov.br)

O panorama atual e futuro gerou à necessidade de compreender melhor o processo de envelhecimento e suas consequências, tanto para a qualidade de vida desta população, quanto para o desenvolvimento de políticas públicas voltadas a esta demanda.

## 1.2 Envelhecimento

O envelhecimento envolve mudanças, que podem agravar o estado de saúde e a aptidão física da pessoa idosa. Segundo Tornero-Quiñones e colaboradores (2020) essas alterações necessitam de ajustes e desenvolvimento nos âmbitos pessoais, físicos e sociais. Spirduso (2005) descreve o envelhecimento como sendo um conjunto de processos que ocorrem em organismos vivos, que ao passar do tempo perdem sua adaptabilidade, aumentam sua deficiência funcional e morrem.

Dentre as alterações observadas em função do processo de envelhecimento é possível mencionar o declínio das funções cognitivas (BLENNOW; LEON; ZETTERBEG, 2006; KALARIA et al., 2008), diminuição das atividades cerebrais (BERLIN; WALLACE, 1976; VASTA et al., 2018), perda de massa e força muscular (DOHERTY, 2003), alterações na marcha (KIMURA et al., 2007; SPRINGER et al., 2006; SWANENBURG et al., 2009), declínio da capacidade funcional e estabilidade postural (HUXHOLF et al., 2006; SWANENBURG et al., 2009; BALTICH, TSCHARNER, NIGG, 2015; MOCHIZUKI et al., 2017). As diversas mudanças fisiológicas decorrentes do envelhecimento aumentam o risco do desenvolvimento de doenças crônicas e/ou dependência de cuidados (OMS, 2017). Fatores importantes podem acentuar as mudanças negativas durante o envelhecimento, as doenças crônicas (MARESOVA et al., 2019), a inatividade física (TORNERO-QUIÑONES et al., 2020), as quedas (PELL, 2011). De Rezende e colaboradores (2013) apontam em sua revisão sistemática haver relação entre sedentarismo e mortalidade em pessoas idosas, em outras palavras, pessoa idosas sedentárias vivem menos, além de apresentarem uma menor qualidade de vida.

O relatório mundial da OMS (2015) sobre envelhecimento e saúde ressalta que os esforços devem ser voltados ao auxílio para a manutenção e o desenvolvimento da capacidade funcional dessa população para que, assim, haja uma maior qualidade de vida durante o envelhecimento. A capacidade funcional pode ser entendida de diferentes maneiras. Lehto e colaboradores (2017) entendem capacidade funcional como sendo a capacidade de um indivíduo realizar as atividades de que necessita ou deseja realizar em um determinado ambiente; nas palavras de Guye e colaboradores (2019) a capacidade funcional é complexo e diverso, podendo abranger independência e autonomia, até deficiência e incapacidade (ROSA et al., 2003). No presente estudo, entende-se capacidade funcional como sendo atributos relacionados com a saúde, que permitem às

pessoas interagirem com o ambiente que habitam, para além, os declínios da capacidade funcional são marcados por instabilidade, diminuição da mobilidade e quedas (OMS, 2015).

### *1.3 Quedas*

Ir acidentalmente para o solo, piso ou nível inferior, excluindo mudanças intencionais para descansar em móveis, estruturas ou paredes é a definição mais aceita para quedas (OMS, 2007), podendo ainda, serem classificados em quedas no mesmo nível (escorregar, tropeças) e quedas de níveis diferentes (cair de escadas, camas ou outras estrutura) (PEEL, 2011). As quedas são consideradas síndromes geriátricas, e a cada ano mais de 400.000 pessoas morrem em todo mundo após terem caído (ISHIGAKI et al., 2014). No Brasil houve 1.192.829 internações por queda no período de 1998 a 2015 (STOLT et al., 2020). Quedas trazem altos custos diretos (medicamentos, consultas médicas) e indiretos (baixa na produtividade) para os cofres públicos (WHO, 2008; PELL, 2011). Uma revisão sistemática (HEINRICH et al., 2009) mostrou que os custos relacionados com quedas variam entre 0.85% a 1.5% do total de despesas com saúde de países como Estados Unidos, Austrália, Reino Unido e países da Europa.

Mulheres têm maior probabilidade do que homens de cair e sofrer lesões não fatais, já homens têm maior probabilidade de cair e sofrer fraturas ou lesões fatais (STEVENS; SOGOLOW, 2005; YOSHIDA, 2007). Essa disparidade pode ser reflexo do menor nível de atividade física e o alto índice de osteoporose entre as mulheres; homens em sua grande maioria após queda apresentam alta incidência de lesões cerebrais e maiores níveis de comorbidade (PELL, 2011). Nos Estados Unidos, a taxa de hospitalização por lesões relacionadas às quedas é de duas a quatro vezes maior entre brancos do que latinos e asiáticos e 20% maior que em afro-americanos (ELLIS e TRENT, 2001). Fatores socioeconômicos como: acessibilidade limitada a serviços sociais e de saúde; baixa renda; pouca educação e ambientes de habitação precária são associados ao maior risco de desenvolvimento de doenças crônicas e podem estar relacionados a um maior risco de queda em pessoas idosas (YOSHIDA, 2007).

Rubenstein (2006) listou as principais causas de queda de pessoas idosas, apontando acidente e variabilidade ambiental como sendo a causa mais recorrente, seguido de distúrbio e ou fraqueza na marcha e desequilíbrio. As quedas podem causar lesões fatais em pessoas idosas, que em grande parte das vezes estão associados a deficiência no equilíbrio e controle postural (capacidade de manter o centro de massa

corporal sobre sua base de suporte) (NEPOCATYCH et al., 2018). Quando as quedas não terminam em morte ou lesões graves, elas impactam psicologicamente, podendo resultar no medo de cair e aumento da auto restrição de atividades, levando a dependência, diminuição da mobilidade, déficits funcionais e um maior risco de quedas recorrentes (DUNN et al., 1992; RUBENSTEIN, 2006). A preocupação não é simplesmente com o alto índice de queda de pessoas idosas, mais sim a combinação de alta incidência e suscetibilidade a lesões (RUBENSTEIN, 2006).

Assim como Polastri, Godoi e Gramani-Say (2017) outros estudos (DUNN et al., 1992; RUBENSTEIN, 2006; SOUZA et al., 2017) relacionam a queda de pessoas idosas com o declínio da capacidade funcional. As alterações na capacidade funcional além de serem preditoras para queda são também, indicadores de possíveis acometimentos, podendo ainda diferenciar grupos e quantificar desempenho (DOLVA, 2004; KLUGER, 2014; BORTOLI, 2015; FUJIWASA, 2017). Para avaliar a capacidade funcional é possível utilizar diferentes testes e escalas.

## Capítulo 2 - Testes e escalas de avaliação

Existem testes e escalas organizados, padronizados e validados que tem por objetivo avaliar a capacidade funcional, além de serem capazes de identificar essas alterações. Entre eles podem ser citados a Triagem Funcional do Idoso, a Escala de Independência em Atividades de Vida Diária (EIAVD), a Escala de Atividades Instrumentais de Vida Diária (EAIIV), a Escala de Berg (em inglês, *Berg Balance Scale* - BBS), o teste de Sentar e Levantar, o Teste de Alcance Funcional (TAF) e *Time-up and Go* (TUG) (Tabela 1).

**Tabela 1** – Teste e escalas de avaliação

INSTRUMENTO	OBJETIVO
Triagem Funcional do Idoso (Escala de Lachs)	Rastreamento de indicadores de perda da capacidade funcional.
Escala de Independência em Atividades Básicas de Vida Diária (EIAVD - Escala de Katz)	Avaliar o desempenho nas atividades da vida diária.
Escala de Atividades Instrumentais de Vida Diária (EAIIV – Escala de Lawton)	Avaliar o desempenho nas atividades instrumentais da vida diária.
Escala de Berg (BBS)	Quantificar a capacidade de realizar tarefas de mobilidade simples e complexas.
Sentar e Levantar	Calcular o desempenho funcional durante o sentar e levantar e uma cadeira.
Teste de Alcance Funcional (TAF)	Avaliar o equilíbrio.
Timed-up and Go (TUG)	Avaliar o equilíbrio e a mobilidade.

Fonte: BORGES; RADANOVIC e FORLENZA, 2015, ALCAZAR e colaboradores 2018, VERAS, 2019, IKEGAMI e colaboradores 2020, STEFFEN; HACKER E MOLLINGER 2020

Dentre as diversas possibilidades, o TUG se destaca como sendo um dos testes mais utilizados na clínica e na ciência, é de fácil aplicação e boa eficiência.

### *2.1 Time-up and Go (TUG)*

Como já mencionado anteriormente, o TUG foi criado em 1986 por Mathias, Nayak e Isaacs, é uma importante ferramenta para profissionais avaliarem a mobilidade funcional de maneira ecológica, além de ser capaz de avaliar conjuntamente a marcha, e o equilíbrio dinâmico (BORGES; RADANOVIC e FORLENZA, 2015). O teste inicia como o avaliado sentado em uma cadeira com encosto e apoio para os braços, a partir de um estímulo dado por um avaliador, o avaliado deve levantar e andar por 3 metros o mais rápido possível, retornar à mesma distância e sentar-se novamente (MATHIAS; NAYAH e ISAACS, 1986). Fundamentado na execução do teste é possível avaliar a qualidade da marcha, tempo de reação, as fases das passadas, no entanto, a principal medida e mais utilizada e originalmente descrita no teste é o tempo de execução do TUG (PODSIADLO, 1991; MANENTI, 2014; BORGES, RADANOVIC, FORLENZA, 2015; LIWSRISAKUN, 2020; CHENG et al., 2021).

Recentemente (CHENG et al., 2021) utilizaram o tempo de execução do TUG junto de outros testes para analisarem o que chamaram de habilidade de funções físicas, para comparar as diferenças na função física de pessoas com Síndrome de Risco Cognitivo Motor (MCR) de pessoas com Comprometimento Cognitivo Leve (CCL). O tempo de execução do TUG foi significativamente mais baixo para o grupo MCR do que para o grupo CCL. Ayan e colaboradores (2012) apontaram como objetivo determinar a influência das variáveis clínicas (condição médica, comorbidade, independência funcional, sintomas depressivos e neuropsiquiátricos) no desempenho do TUG em pessoas idosas institucionalizadas com teste positivo para demência. A partir de um modelo de regressão definido, foi possível constatar que o tempo de execução do TUG é influenciado principalmente pela independência funcional e pela idade.

Diversos estudos utilizaram o tempo de execução do TUG para avaliar mobilidade, equilíbrio, capacidade funcional de pessoa idosas e a partir dos dados relacioná-los com a incidência de quedas nessa população (SHUMWAY-COOK et al., 1997; WHITNEY et al., 2004; THRANE; JOAKIMSEN e THORNQUiST, 2007; GREENE et al., 2012; BARRY et al., 2014).

O estudo de Barry e colaboradores (2014) uniu 25 artigos para uma revisão sistemática e 10 artigos para uma meta análise, com o objetivo de determinar o valor preditivo para quedas em pessoas idosas utilizando o tempo de execução do TUG. Os autores afirmam que o teste é eficaz para classificar o risco de queda em pessoas idosas,

mas não eficiente como preditor de queda. Classificaram como pessoas idosas com alto risco de queda aquelas que apresentaram tempo > 13,5 segundo, com maior especificidade(0,74 – 95% CI 0,52-0,88) do que sensibilidade (0,31 – 95% CI 0,13-0,57). Em conclusão apontam que o TUG tem capacidade limitada de prever quedas em pessoas idosas e não deve ser utilizado como única avaliação. Entretanto, o estudo de Alexandre e colaboradores (2012) mostrou que o tempo de execução do TUG apresenta uma boa sensibilidade (75: -87%) e uma boa especificidade (67% - 87%) para detectar risco o queda de em pessoas idosas. Apontando que o tempo de execução menor que 9 segundos indica baixo risco de queda, de 10 a 13 segundos risco moderado de quedas e 14 segundos ou mais um alto rico de quedas.

Borges, Radanovic, Forlenza (2015), analisaram o tempo de execução do TUG, com o objetivo de distinguir pessoas idosas saudáveis cognitivamente (controle) de pessoas idosas com comprometimento cognitivo leve (CCL), de pessoas idosas com doença de Alzheimer (DA). Analisando o tempo de execução dos grupos foi possível identificar uma diferenciação precisa entre o grupo controle do grupo CCL e entre o grupo controle do grupo DA. Porém, não houve uma diferenciação precisa quando compararam os tempos de execução do TUG do grupo CCL com o grupo DA. Ou seja, o tempo levado para realizar o TUG foi eficaz para diferenciar pessoas idosas cognitivamente saudáveis de pessoas idosas com comprometimento cognitivo (DA e CCL), mas não eficaz para diferenciar os acometimentos (DA e CCL).

Há uma variabilidade nos valores em estudos que utilizaram o tempo de execução do TUG como parte de uma avaliação. Em uma revisão sistemática recentemente submetida para publicação (ALVAREZ et. al., 2021) foi possível identificar essa variabilidade de valores no tempo de execução do TUG (registrado por cronômetro) de pessoas idosas saudáveis (Tabela 2).

Tabela 2 – Variabilidade dos tempos de execução do TUG de pessoas idosas saudáveis

AUTORES	TEMPO DE EXECUÇÃO DO TUG (valores médios em segundos)
Eggermont e colaboradores (2010)	10,39
Nielsen e colaboradores (2017)	7,6
Valenza e colaboradores (2018)	14,98
Harper e colaboradores (2019)	13,4

Fonte: ALVAREZ e colaboradores, em preparação.

Considerando a variabilidade no tempo para a realização do TUG, quando mensurado a partir de cronômetro, parece pertinente identificar outras formas (instrumentos) para mensurar este tempo. Neste sentido, Sheehan e colaboradores (2014),

utilizaram os sensores inerciais (SHIMMER Research, Dublin, Irlanda, com acelerômetro e um giroscópio triaxial em 102,4 Hz) durante a execução do TUG, para identificar o declínio no equilíbrio no intervalo de um ano de pessoa idosas. Com os sensores obtiveram medidas de velocidade angular, tempo de execução e parâmetros da marcha, que comparados pré e pós um ano sem nenhuma intervenção, apontaram haver declínio no equilíbrio de pessoas idosas. O exemplo citado, utilizou medidas pré e pós obtidas pelos sensores inerciais a partir da execução do TUG, por esse motivo a variabilidade da medida influencia pouco o resultado. Greene e colaboradores (2012), utilizaram dois métodos distintos para avaliar o tempo de execução do TUG e relacioná-los com as quedas de pessoas idosas. Os dados foram adquiridos usando sensores e cronômetro. A partir de uma validação cruzada os autores encontraram uma precisão média de classificação 79,69 (95% CI 77,09-82,34) entre os instrumentos. Os resultados adquiridos pelos sensores foram significativamente ( $p < 0,0001$ ) mais precisos do que os obtidos pelo cronômetro, sugerindo assim, que o tempo de execução do TUG registrados pelos sensores é um método robusto para a avaliação do risco de quedas.

Da mesma forma, Bergamasco e colaboradores (2020) utilizaram os dados obtidos a partir de uma plataforma de força para quantificar o tempo de execução do TUG de pessoas idosas antes (pré-teste) e após (pós-teste) a realização de treinamento de força, obtendo um valor médio de 8,03 segundos no pré teste.

Essa variabilidade faz com que os estudos utilizaram o TUG para um possível diagnóstico ou ainda para uma classificação de acometimento necessitem sempre de um grupo controle ou uma comparação temporal para assim diferenciar os grupos a partir dos resultados. É provável que o uso de um instrumento mais acurado (robusto) para o cálculo do tempo diminuiria a variabilidade da medida causada pela metodologia utilizada e permitiria assim a criação de escalas de grande confiabilidade para classificar e identificar diversas doenças e acometimentos, sem que seja necessário a comparação com outro grupo ou uma comparação temporal. Com resultados sólidos, torna-se possível, análises cada vez mais detalhadas e minimalistas possibilitando intervenções eficientes e efetivas para a população idosa.

## Capítulo 3 – Objetivos

### *Objetivo Geral*

Avaliar a concordância entre instrumentos de avaliação do tempo de execução do TUG em pessoas idosas.

### *Objetivos Específicos*

- Avaliar a concordância da medida de tempo de execução do TUG obtido a partir dos dados provenientes de uma plataforma de força, comparado aos dados provenientes de um cronômetro (“padrão ouro”) em pessoas idosas.
- Avaliar a concordância da medida de tempo de execução do TUG obtido a partir dos dados provenientes dos sensores inerciais, comparado aos dados provenientes de um cronômetro (“padrão ouro”) em pessoas idosa.

## Capítulo 4 - Método

### 4.1 Amostra

O estudo foi composto por 30 medidas, proveniente de 5 pessoas idosas (idade média  $66,2 \pm 7,2$  anos) com medidas replicadas por participante, conforme Bland e Altman (2007). Deste, 20 amostras foram obtidas de 4 participantes, 10 amostras foram obtidas de um único participante.

É necessário esclarecer que o tamanho da amostra ideal, calculado a partir da fórmula ( $s^2/n$ ) para cálculo de erro padrão do limite de concordância de 95 % descritos por Bland e Altman (1986), era de 100 amostras. No entanto, em função da pandemia COVID-19, e as consequentes restrições necessárias para evitar contaminação, o presente estudo limitou-se a uma amostra de 30 dados válidos com aquisição proveniente da plataforma de força e 14 dados válidos com a aquisição proveniente dos sensores inerciais. Essa diferença no tamanho das amostras se deu por uma falha (já corrigida) no registro dos dados pelo aplicativo dos sensores inerciais.

Os critérios de inclusão dos participantes foram: a) ter mais de 60 anos. Os critérios de exclusão dos participantes foram: a) apresentar quaisquer alterações visuais, cognitivas, musculoesqueléticas, físicas e/ou neurológica que possam comprometer a realização das avaliações propostas neste estudo; b) apresentar sintomas de COVID-19; c) não realizar todas as avaliações propostas neste estudo.

Os participantes foram recrutados por meio de anúncios realizados em meios de comunicação impressos e digitais. Somente participaram do estudo os participantes que, após serem informados acerca dos procedimentos experimentais aos quais seriam submetidos, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, devidamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar (CAAE: 39917620.3.0000.5504 – Parecer nº 4.473.069) (ANEXO).

### 4.2 Procedimentos

Em virtude da pandemia da COVID-19, a fim de evitar contaminação as avaliações foram realizadas individualmente, com intervalo mínimo de 30 minutos entre os avaliados, toda a sala e equipamentos foram desinfetados com álcool 70% após cada avaliação e recipiente com álcool em gel 70% esteve disposto no local para uso dos participantes e avaliadores. Os participantes e todos os avaliadores estavam devidamente

equipados com máscara e respeitando o distanciamento social, seguindo as normas sanitárias de contenção da COVID-19.

Os procedimentos experimentais incluíram a avaliação da mobilidade e equilíbrio por meio do TUG. Os participantes iniciaram o teste sentados em uma cadeira, com os pés posicionados sobre uma plataforma de força (Advance Mechanical Technology Inc. – AMTI – AccuGait) e foram instruídos a levantar-se e percorrer uma distância de 3 metros delimitado por uma fita adesiva colada no chão, retornar a distância e senta-se na cadeira. A instrução foi transmitida pelo mesmo avaliador durante todo o estudo. Os participantes foram instruídos a realizar o TUG na maior velocidade possível, porém, sem correr. Cada participante realizou 5 tentativas do TUG e entre uma repetição e outra, foi permitido um período de descanso de aproximadamente 30 segundos.

Durante a realização do TUG os participantes tiveram 3 sensores inerciais BSN (do inglês, *Biomechanics Sensor Node*) posicionados em seus segmentos corporais (tronco, coxa e perna). Fitas de velcro dupla face foram utilizadas para fixar os sensores nos segmentos corporais a fim de impossibilitar o deslocamento do mesmo e, quando houve necessidade, uma fita adesiva preta foi utilizada como um segundo fixador. Os sensores inerciais foram posicionados das seguintes maneiras (Figura 1):

- Tronco: No plano frontal, parte anterior, na altura do umbigo.
- Coxa: No plano frontal, parte anterior (direita), porção média (comprimento do fêmur/2).
- Perna: No plano frontal, parte anterior (direita), porção média (comprimento da tíbia/2).

**Figura 2** – Posicionamento dos sensores

Fonte: Próprio autor

O dispositivo vestível BSN foi desenvolvido por um grupo de pesquisadores brasileiros<sup>1</sup> (BRANDÃO et al., 2020) para a identificação e registro de movimentos corporais que possam permitir o controle de sistemas informáticos, como softwares voltados à interação humano-computador, ambiente virtual imersivo (3D) e quantificação de movimentos repetitivos com amplitude de movimento pré-determinada pelo especialista.

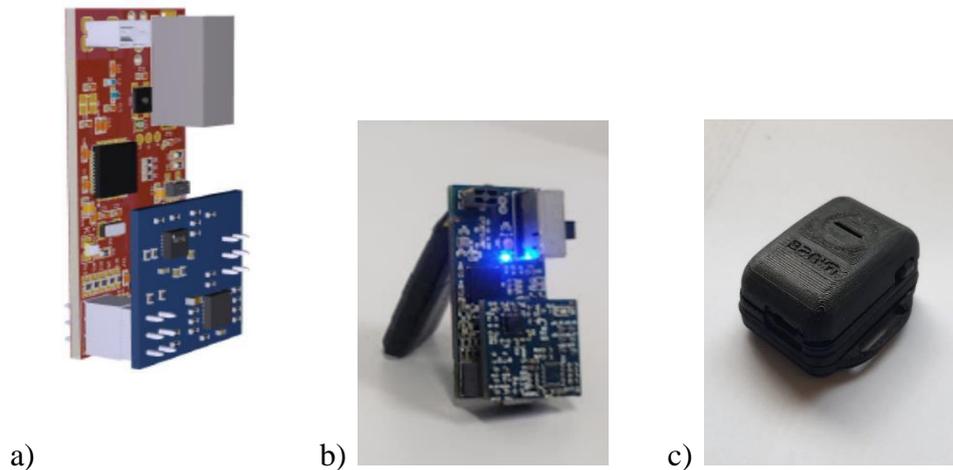
O BSN, representado na Figura 3, é um sistema de hardware computacional microprocessado de operação embarcada com capacidade de comunicação sem fio *Bluetooth Low Energy* (BLE), leitura de sensores, armazenamento de dados. Tem a função de prover a coleta de dados brutos de sensoriamento, processamento local mínimo de dados. O dispositivo utiliza, para fins de conectividade e processamento, o *chipset* (processador) fabricado pela Nordic com 512 kB de memória flash e 64 kB de memória RAM e para a conectividade com Smartphone e /ou Tablet, uma antena BLE fabricada

---

<sup>1</sup> Projeto FAPESP “Aplicação e desenvolvimento de ferramentas de Realidade Virtual para complementar a terapia convencional em pacientes com AVC e avaliação da recuperação utilizando conectividade cerebral por meio de fMRI” (Processo # 2015/03695-5)

pela Molex. Em sua Unidade de Medição Inercial – IMU (do inglês, Inertial Measurement Unit) o BSN contém os sensores giroscópio, acelerômetro e bússola (magnetômetro).

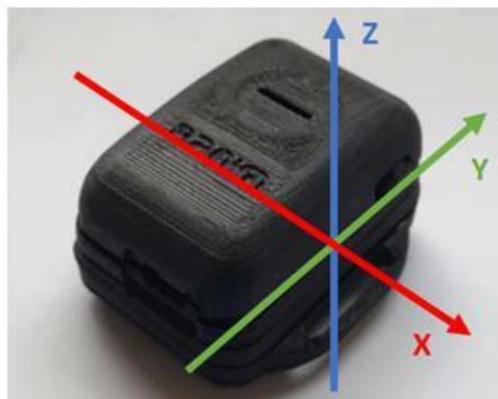
**Figura 3.** Chipset do dispositivo BSN, (a) esquemático e (b) real; e (c) dispositivo pronto.



Fonte: Próprio autor

Os eixos ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) do dispositivo seguem as orientações ilustradas na Figura 4 e foram posicionados nos segmentos dos participantes de modo que o eixo  $X$  correspondesse ao eixo látero-lateral, o eixo  $Y$  correspondesse ao eixo longitudinal e o eixo  $Z$  correspondesse ao eixo ântero-posterior.

**Figura 4** - Orientação dos eixos nos sensores



Fonte: Próprio autor.

### 4.3 Análises dos dados

Todas as análises de dados foram realizadas por meio de rotinas escritas em linguagem MATLAB utilizando o *software* Octave (versão 6.2.0 – The Octave Project Developers). O tempo total para completar a tarefa TUG foi obtido a partir dos dados provenientes do cronômetro, da plataforma de força, e dos sensores inerciais.

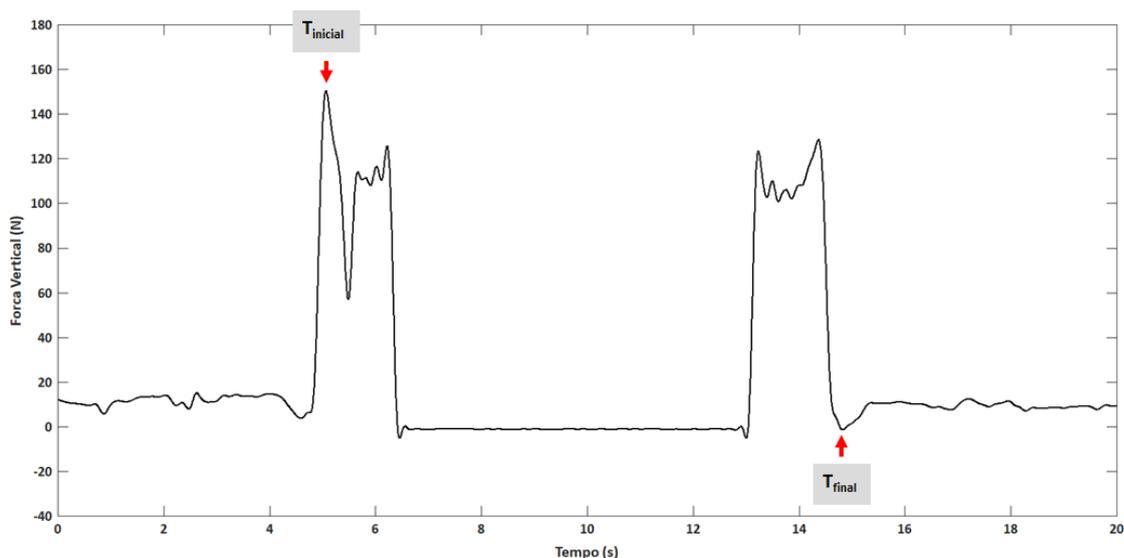
#### Cronômetro:

O tempo para completar o TUG foi obtido por meio de um cronômetro manual (VOLLO – VL 515) que foi manipulado sempre pelo mesmo avaliador.

#### Plataforma de Força:

Os sinais provenientes da plataforma de força foram coletados a uma frequência de 200Hz e, a partir dos dados da força vertical foi calculando o tempo para completar o TUG. O pico da força vertical indica o momento em que o participante levanta da cadeira (*seat-off*), conforme descrito para a tarefa de transferência da posição sentada para a posição em pé por Lindermann e colaboradores (2003), e portanto, foi definido como  $T_{inicial}$ . O último vale da força vertical indica o momento em que o participante senta na cadeira e, portanto, foi definido como  $T_{final}$  (Figura 5). O tempo total de execução do TUG foi calculado a partir da equação:  $Tempo = T_{final} - T_{inicial}$

**Figura 5** – Exemplo de uma série temporal da força vertical (em Newtons), obtidos a partir da plataforma de força.  $T_{inicial}$  momento em que o participante levanta da cadeira,  $T_{final}$  momento em que o participante senta na cadeira novamente.



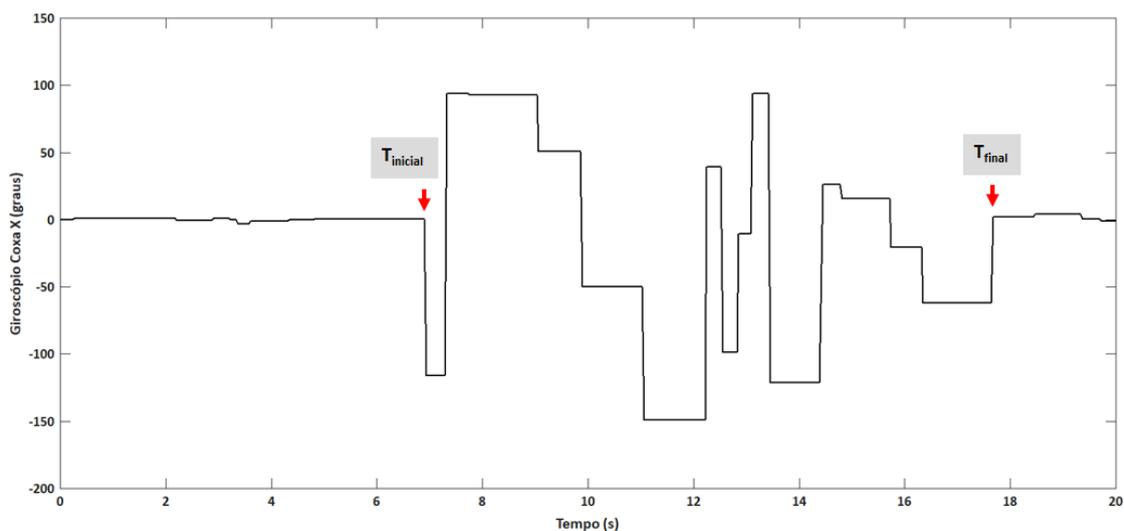
Fonte: Próprio autor

### Sensores Inerciais:

A comunicação dos dispositivos para um celular com sistema Android foi feita de forma sem fio via BLE e os dados foram salvos em formato CSV. Após a coleta, os dados foram transferidos via cabo de transferência do celular para um computador. A planilha CSV possuía a informações sobre tempo, dados dos acelerômetros e giroscópios nos 3 eixos (X, Y e Z) e dos 3 dispositivos (tronco, coxa e perna), e os ângulos do quadril e joelho).

Considerando o posicionamento dos dispositivos nos segmentos dos participantes, o sinal que se mostrou mais apropriado para identificar o início e final do TUG foi o giroscópio no eixo X (lâtero-lateral) do sensor posicionado na coxa. O início da variação deste sinal foi entendido como início do TUG e o término da variação deste sinal foi entendido como final do TUG (Figura 6). O tempo total de execução do TUG foi calculado a partir da equação:  $\text{Tempo} = T_{\text{final}} - T_{\text{inicial}}$

**Figura 6** – Exemplo de uma série temporal do giroscópio da coxa no eixo x (em graus).  $T_{\text{inicial}}$  é momento em que o participante levanta da cadeira.  $T_{\text{final}}$  é momento em que o participante senta na cadeira novamente.



Fonte: Próprio autor

#### 4.4 Análise Estatística

Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando os softwares SPSS (versão 23 – IBM SPSS Statistics) e JASP (versão 0.14.1 – JASP Team – University of Amsterdam) com valor de alfa mantido em 0,05. Inicialmente foi realizada uma análise

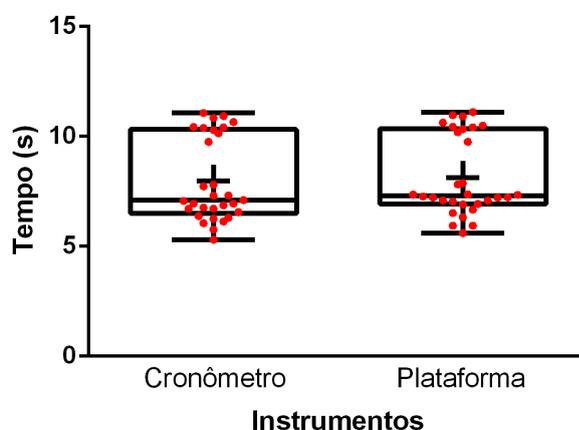
descritiva com os dados sendo apresentados em média, mediana, intervalo interquartil, mínimo e máximo. Posteriormente, foram realizados testes para avaliar a concordância entre as medidas. Para verificar a associação entre as medidas foram realizados testes de correlação, sendo classificados como uma correlação nula (0,0), fraca (0,0- 0,3), média (0,3-0,6), forte (0,6-0,9), muito forte (0,9-1,0) e perfeita (1,0) (CALLEGARI-JACQUES, 2004). Os Coeficientes de Correlação Intraclasse (*Intraclass Correlation Coefficient – ICC*) foram calculados para verificar a confiabilidade das medidas, sendo classificado como pobre (<0,4), razoável (0,4 - 0,59), boa (0,6 - 0,74) e excelente (0,75 - 1,00) (KOO; Li, 2016). Por fim, a concordância foi ilustrada por meio de gráficos de Bland e Altman (1986), com os limites de concordância de +/- 1,96 do desvio padrão acima e abaixo da diferença média entre os tempos obtidos.

## Capítulo 5 - Resultados

### 5.1 Concordância Cronômetro versus Plataforma de Força

Inicialmente as estatísticas descritivas foram calculadas para caracterizar a amostra. A caracterização da amostra é apresentada de forma gráfica (Figura 7) e numérica (Tabela 2), com os tempos obtidos a partir do cronômetro e da plataforma de força expressados em média, mediana, intervalo interquartil, mínimo e máximo.

**Figura 7** – Tempo (em segundos) para realização do TUG obtido a partir do cronômetro e a partir da plataforma de força. Dados apresentados como média ('+'), mediana (linha), intervalo interquartil (caixa), mínimo e máximo (hastes), valores individuais (pontos vermelhos).



Fonte: Próprio autor

**Tabela 3** – Tempo (em segundos) para realização do TUG obtidos a partir do cronômetro e a partir da plataforma de força.

Caracterização da amostra		
	Plataforma de força	Cronômetro
Dados Válidos	30	30
Média	8,135	7,966
Mediana	7,306	7,090
Mínimo	5,612	5,310
Máximo	11,111	11,070
Percentil 25	6,962	6,590
Percentil 75	10,295	10,255

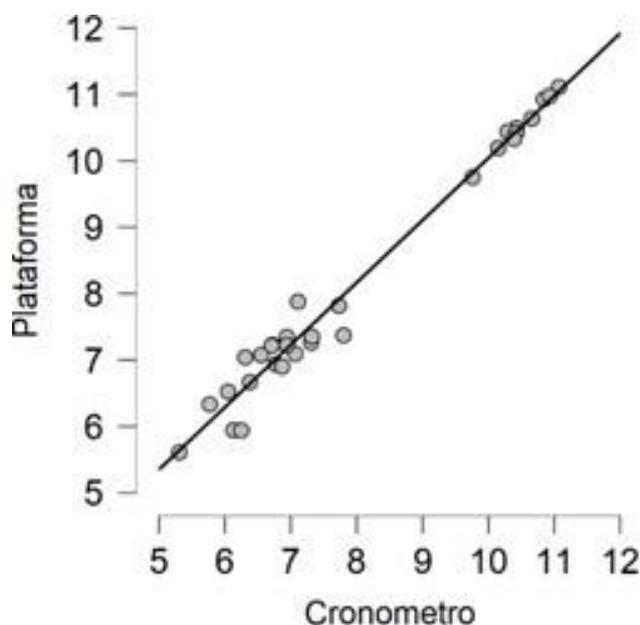
Fonte: Próprio autor

Posteriormente, testes foram realizados para avaliar a concordância entre as medidas obtidas a partir dos dois instrumentos (cronômetro e plataforma de força).

Como o teste de Shapiro-Wilk revelou que os dados não apresentavam distribuição normal ( $p=0,035$ ), foi realizada uma correlação de Spearman para verificar a associação entre o tempo obtido a partir do cronômetro e o tempo obtido a partir da plataforma de força.

A Figura 8 aponta uma correlação positiva muito forte entre os tempos obtidos a partir do cronômetro e os tempos obtidos a partir da plataforma de força ( $r_s= 0,97$ ,  $p<0,001$ ).

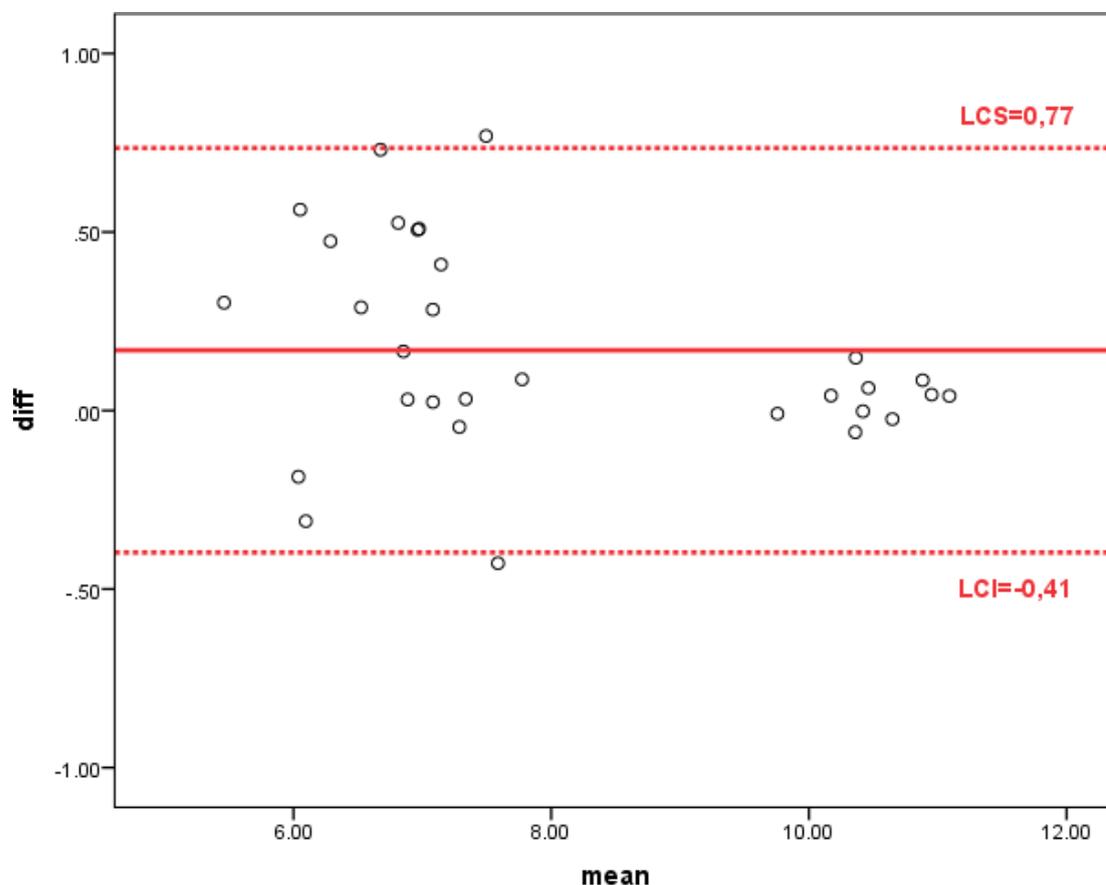
**Figura 8** – Correlação entre os tempos (em segundo) obtidos a partir do cronômetro (eixo x) e a partir da plataforma de força (eixo y).



Fonte: Próprio autor

A concordância entre o tempo obtido a partir do cronômetro e o tempo obtido a partir da plataforma de força foi examinado por meio do gráfico de Bland e Altman, com os limites de concordância de 1,96 do desvio padrão acima (Limite de Concordância Superior – LCS) e abaixo (Limite de Concordância Inferior – LCI) da diferença média entre os tempos obtidos a partir da plataforma e do cronômetro. A diferença entre os tempos e a média dos tempos é apresentada na Figura 9.

**Figura 9** – Gráfico Bland-Altman a diferença nos tempos obtidos a partir do cronômetro versus os tempos obtido a partir da plataforma de força. Diferença entre os tempos obtidos a partir do cronômetro versus os obtidos a partir da plataforma (eixo y), valores médios (eixo x), média da diferença (linha vermelha contínua), limite de concordância de 95% superior e inferior (linhas vermelhas tracejadas).



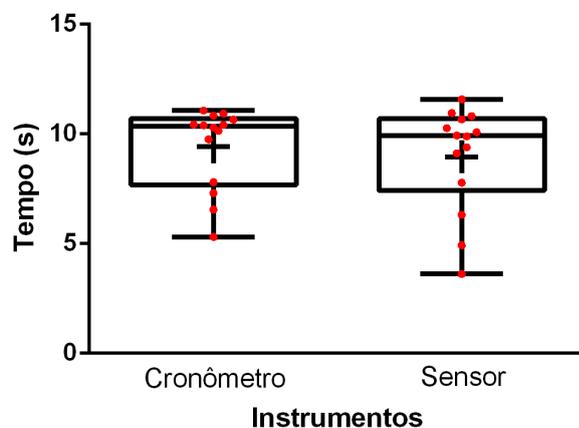
Fonte: Próprio autor.

Finalmente, o ICC foi realizado para estimar a confiabilidade entre as medidas obtidas a partir dos dois instrumentos (cronômetro e plataforma de força), com um intervalo de confiança de 95%. O ICC obtidos entre os tempos do cronômetro e os tempos da plataforma de força indicaram uma confiabilidade excelente (0,987- IC 95% 0,767-0,976).

### 5.2 Concordância Cronômetro versus Sensores

Inicialmente as estatísticas descritivas foram calculadas para caracterizar a amostra. Esta caracterização da amostra é apresentada de forma gráfica (Figura 10) e numérica (Tabela 3) com os tempos obtidos a partir do cronômetro e dos sensores inerciais expressados em média, mediana, intervalo interquartil, mínimo, máximo.

**Figura 10** – Tempo (em segundos) para realização do TUG obtidos a partir do cronômetro e a partir do sensor inercial. Dados apresentados como média ('+'), mediana (linha), intervalo interquartil (caixa), mínimo e máximo (hastes), valores individuais (pontos vermelhos).



Fonte: Próprio autor

**Tabela 4** – Tempo (em segundos) para realização do TUG registrado a partir do cronômetro e a partir do sensor inercial.

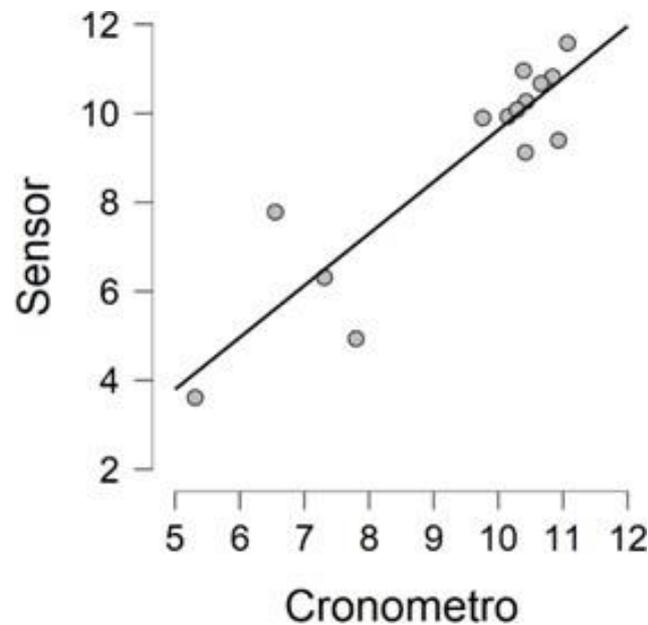
Caracterização da amostra		
	Sensor	Cronômetro
Dados Válidos	14	14
Média	8,953	9,422
Mediana	9,913	10,340
Mínimo	3,613	5,310
Máximo	10,568	10,602
Percentil 25	8,116	8,290
Percentil 75	10,568	10,602

Fonte: Próprio autor

Posteriormente, testes foram realizados para avaliar a concordância entre as medidas obtidas a partir dos dois instrumentos (cronômetro e sensor inercial).

Como o teste de Shapiro-Wilk revelou que os dados apresentavam distribuição normal ( $p = 0,115$ ), foi realizada uma correlação de Pearson para verificar a associação entre o tempo obtido a partir do cronômetro e o tempo obtido a partir dos sensores inerciais. Houve uma forte correlação positiva entre os tempos obtidos a partir do cronômetro e os tempos obtidos a partir dos sensores inerciais,  $r = 0,90$ ,  $p < 0,001$  (Figura 11).

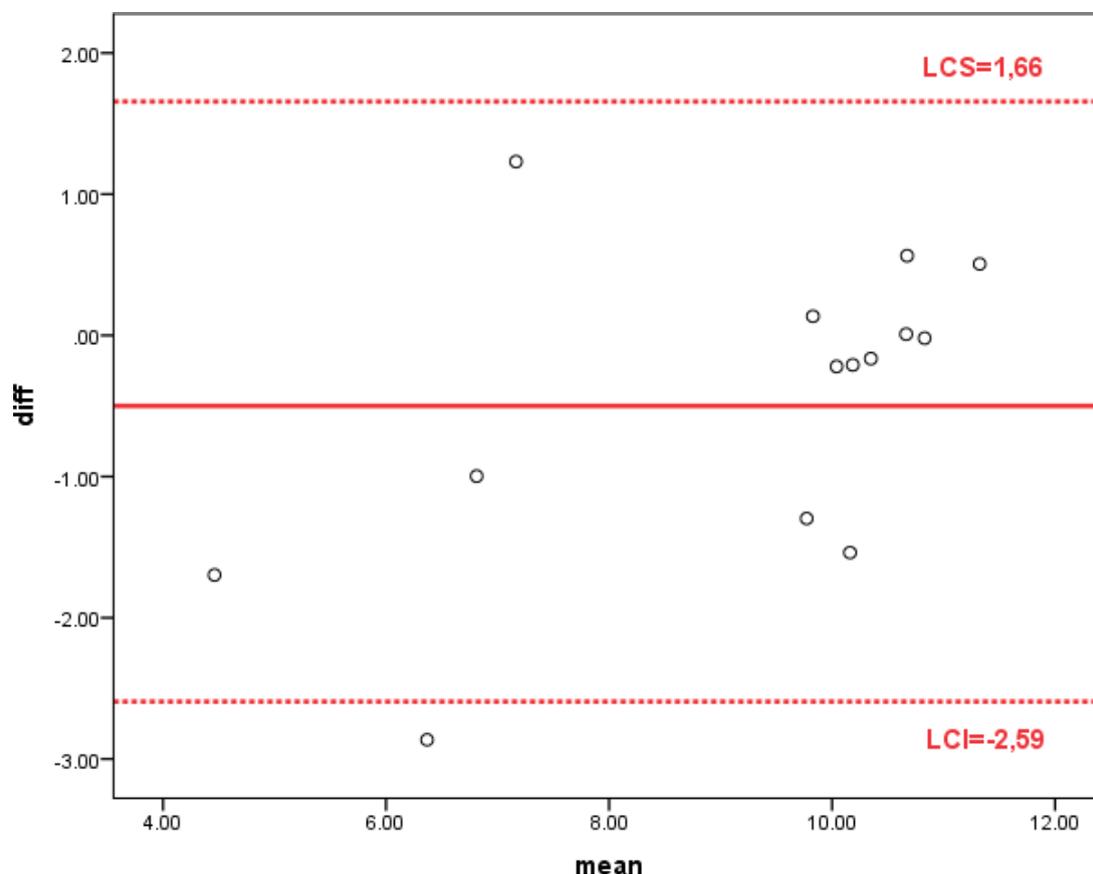
**Figura 11** – Correlação entre os tempos (em segundos) obtidos a partir do cronômetro (eixo x) e a partir do sensor inercial (eixo y).



Fonte: Próprio autor

A concordância entre o tempo obtido a partir do cronômetro e o tempo obtido a partir do sensor inercial foi examinado por meio do gráfico de Bland-Altman, com os limites de concordância de 1,96 do desvio padrão acima (Limite de Concordância Superior – LCS) e abaixo (Limite de Concordância Inferior – LCI) da diferença média entre os tempos obtidos a partir da plataforma e do cronômetro. A Figura 12 mostra a distribuição das diferenças dos tempos obtidos pelo cronômetro e pelos sensores, em torno da média da diferença.

**Figura 12** – Gráfico Bland-Altman a diferença nos tempos obtidos a partir do cronômetro versus os tempos obtido a partir do sensor inercial. Diferença entre os tempos obtidos a partir do cronômetro versus os obtidos a partir da plataforma (eixo y), valores médios (eixo x), média da diferença (linha vermelha contínua), limite de concordância de 95% superior e inferior (linhas vermelhas tracejadas).



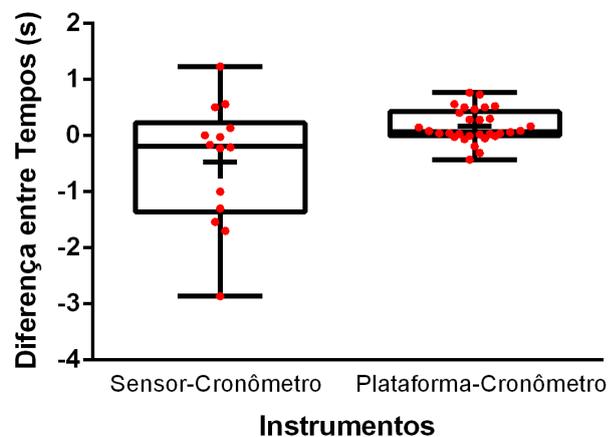
Fonte: Próprio autor.

Finalmente, o ICC foi realizado para estimar a confiabilidade entre as medidas obtidas a partir dos dois instrumentos (cronômetro e sensor inercial), com o intervalo de confiança de 95%. O ICC obtido foi de 0,925 (IC 95% 0,767 – 0,976) indicando uma confiabilidade excelente entre os tempos obtidos a partir do cronômetro e os tempos obtidos a partir do sensor inercial.

### 5.3 Diferenças entre Cronômetro e Plataforma de Força versus Cronômetro e Sensores

A fim de comparar as medidas obtidas a partir do cronômetro (“padrão ouro”) e a partir dos outros instrumentos (plataforma de força e sensores), a diferença entre estas medidas foi calculada. Estas diferenças estão apresentadas de forma gráfica (Figura 13) e numérica (Tabela 4) com os valores expressados em média, mediana, intervalo interquartil, mínimo e máximo.

**Figura 13** – Diferença entre o tempo (em segundos) para realização do TUG obtido a partir do cronômetro e o sensor inercial ou a plataforma de força. Dados apresentados como média ('+'), mediana (linha), intervalo interquartil (caixa), mínimo e máximo (hastes) e valores individuais (pontos vermelhos).



Fonte: Próprio autor.

**Tabela 5** – Diferença dos tempos (em segundos) entre os cronômetros versus plataforma de força e cronômetro versus sensores.

	Diferença Sensor- Cronômetro	Diferença Plataforma de Força-Cronômetro
Dados Válidos	14	30
Média	-0,469	0,169
Mediana	-0,187	0,169
Mínimo	-2,865	-0,428
Máximo	0,104	0,770
Percentil 25	-1,222	0,004
Percentil 75	0,104	0,382

Fonte: Próprio autor

## Capítulo 6 - Discussão

O presente estudo teve por objetivo geral avaliar a concordância entre instrumentos de avaliação do tempo de execução do TUG em pessoas idosas. E como objetivos específicos avaliar a concordância da medida de tempo de execução do TUG obtido a partir dos dados provenientes de uma plataforma de força, comparado aos dados provenientes de um cronômetro (“padrão ouro”) em pessoas idosas e avaliar a concordância da medida de tempo de execução do TUG obtido a partir dos dados provenientes dos sensores inerciais, comparado aos dados provenientes de um cronômetro (“padrão ouro”) em pessoas idosas.

Os achados mostram haver concordância entre os dados obtidos a partir da plataforma de força comparados com os dados obtidos a partir do cronômetro, bem como para os dados obtidos a partir dos sensores inerciais comparados com os dados obtidos a partir do cronômetro para avaliação do tempo de execução do TUG em pessoas idosas.

Os resultados referentes aos sensores inerciais corroboram com os resultados de Sheehan e colaboradores (2014), que apontaram como sendo eficaz a utilização de sensores inerciais na aquisição dos dados durante a execução do TUG para quantificar o equilíbrio em pessoas idosas. Da mesma forma, Greene e colaboradores (2012) fizeram o uso de sensores inerciais durante a realização do TUG com o objetivo de determinar se o método baseado nos sensores poderia prever quedas em pessoas idosas, além de comparar o desempenho de previsão de quedas com dois métodos “padrão ouro” (Escala de Equilíbrio de Berg – BSS e o TUG manual/ com cronômetro). Os resultados de Greene e colaboradores (2012) indicaram uma precisão média de classificação 79,69% (IC 95%) na identificação de quedas pelo TUG com os sensores ocorridas durante o período de acompanhamento, enquanto o TUG manual e o BSS apresentaram uma precisão de classificação média de 59,43% (IC 95%) e 64,30% (95%) respectivamente, demonstrando haver uma precisão significativamente ( $p < 0,0001$ ) maior para o TUG avaliado por meio de sensores inerciais. Ambos os estudos (GREENE et al., 2012; SHEEHAN et al., 2014) utilizaram sensores inerciais compostos por giroscópio triaxiais, com frequência de aquisição de 102,4 Hz. Além disso, estes estudos utilizaram os sensores inerciais para avaliar características do TUG e comparar com outros instrumentos, mas não para comparar os tempos de execução do TUG com os tempos obtidos a partir de um cronômetro, que é o instrumento tradicionalmente utilizado para avaliar o tempo de execução do TUG. Portanto, o presente estudo parece ser o primeiro estudo a avaliar a

concordância entre os dados provenientes de sensores inerciais e de um cronômetro para avaliar o tempo de execução do TUG.

No que se refere ao uso da plataforma de força para avaliar o tempo de execução do TUG, até o momento foi encontrado apenas um estudo que tenha utilizado a plataforma de força como instrumento para mensurar o tempo de execução do TUG. O estudo de Bergamasco e colaboradores (2020) utilizou a plataforma de força para avaliar o tempo de execução do TUG e outros testes (*Chair Stand – CS*, *Habitual Gait Speed – HGS*, *Maximal Gait Speed – MGS*), para verificar as mudanças na capacidade funcional de pessoas idosas, antes (pré-teste) e após (pós-teste) 12 semanas de treinamento de força de baixa intensidade e não identificaram alterações significativas para o TUG e MGS entre as medidas pré- e pós-teste; entretanto os testes CS e HGS apresentaram melhoras em seus parâmetros do pré- para o pós-teste. No entanto, é importante ressaltar que Bergamasco e colaboradores (2020) não avaliaram a concordância entre os dados obtidos a partir da plataforma de força e os dados obtidos a partir de um cronômetro, que é o instrumento tradicionalmente utilizado para avaliar o tempo de execução do TUG. Porém como o objetivo de Bergamasco e colaboradores (2020) foi verificar o efeito da intervenção sobre estas medidas, a utilização do mesmo instrumento (plataforma de força) antes e após a intervenção possibilitou atingir o objetivo.

Dessa forma, o presente estudo parece ser o primeiro estudo a avaliar a concordância entre os dados provenientes de uma plataforma de força e de um cronômetro para avaliar o tempo de execução do TUG. E, a partir dos resultados encontrados, é possível afirmar que o uso da plataforma de força é uma opção interessante e que deve ser considerada na avaliação do tempo de execução do TUG uma vez que, ao contrário do cronômetro, a plataforma não registra o tempo de forma manual e, portanto, as medidas não são influenciadas pelo tempo de reação do avaliador, logo não exige que a medida seja obtida sempre pelo mesmo avaliador.

Embora os resultados do presente estudo tenham revelado que tanto as medidas obtidas a partir dos sensores, quanto às medidas obtidas a partir da plataforma de força, mostraram boa concordância com as medidas obtidas a partir do cronômetro, algumas diferenças entre estes instrumentos foram encontradas e serão discutidas a seguir.

Ao observar os resultados das correlações, nota-se que a concordância foi um pouco maior entre as medidas da plataforma de força e o cronômetro (Figura 8), quando comparado à concordância entre as medidas dos sensores e o cronômetro (Figura 11). De acordo com a classificação de Callegari-Jaques (2004), os dados obtidos a partir dos

sensores apresentaram uma correlação forte com os dados obtidos pelo cronômetro ( $r=0,90$ ), e os dados obtidos pela plataforma apresentaram uma correlação muito forte com os obtidos pelo cronômetro ( $r_s = 0,97$ ). Em relação ao ICC, de acordo com a classificação de Koo e Li (2016), tanto os dados obtidos a partir dos sensores ( $ICC=0,925$ ) quanto os dados obtidos a partir da plataforma de força ( $ICC=0,987$ ) apresentaram uma confiabilidade excelente com os dados obtidos a partir do cronômetro. Quanto aos gráficos de Bland-Altman referentes à comparação entre os dados obtidos a partir do cronômetro e da plataforma de força (Figura 9) ou dos sensores inerciais (Figura 11) é possível notar que em ambos os gráficos o viés está próximo de zero. O viés (linha vermelha contínua das Figuras 9 e 11) indica a média entre as diferenças entre os tempos obtidos a partir do cronômetro e plataforma de força ou sensores inerciais e, quanto mais próximo de zero, melhor a concordância dos instrumentos (BLAND; ALTMAN, 1986; HIRAKATA; CARMEY, 2009). Dessa forma, tanto os dados obtidos a partir da plataforma de força quanto os dados obtidos a partir dos sensores inerciais apresentaram boa concordância com os dados obtidos a partir do cronômetro.

Dessa forma, embora algumas diferenças sutis tenham sido observadas na correlação entre plataforma de força e cronômetro quando comparada a correlação entre sensores inerciais e cronômetro, os testes de ICC e os gráficos de Bland-Altman revelaram boa concordância tanto das medidas obtidas a partir dos sensores inerciais, quanto das medidas obtidas a partir da plataforma de força, com as medidas obtidas a partir do cronômetro.

Apesar disso, ao observar a diferença entre estas medidas obtidas a partir do cronômetro e os outros instrumentos (sensor inercial ou plataforma de força), nota-se que há uma dispersão maior na diferença entre sensor inercial e cronômetro, quando comparado à diferença entre a plataforma de força e o cronômetro (Figura 12, Tabela 4). Da mesma forma, quando os gráficos de Bland-Altman são observados é possível notar que os dados provenientes da plataforma de força *versus* os dados provenientes do cronômetro (Figura 9) estão menos dispersos em torno do viés, do que dados provenientes dos sensores inerciais *versus* os dados provenientes do cronômetro (Figura 11). Mais especificamente, os LCI e LCS são, respectivamente, -0,41 e 0,77 (uma amplitude de cerca de 1,18) para os dados da plataforma de força *versus* os dados cronômetro e -2,59 e 1,66 (uma amplitude de cerca de 4,25) para os dados dos sensores inerciais *versus* os dados do cronômetro.

Uma possível explicação para essa maior dispersão observada nas diferenças entre as medidas dos sensores inerciais e do cronômetro pode estar na frequência de aquisição de dados dos instrumentos. No presente estudo os dados da plataforma de força foram obtidos com uma frequência de aquisição de 200 Hz e os dados dos sensores foram obtidos com uma frequência de aquisição de 30 Hz. A frequência de aquisição do instrumento de coleta interfere diretamente na qualidade dos dados. Quando o teorema de Nyquist não é respeitado, os dados podem não serem reportados corretamente. O teorema de Nyquist diz que a frequência de aquisição de dados deve ser de pelo menos duas vezes o valor da frequência mais alta do sinal que será medido (NYQUIST, 1928/2002; WINTER, 2009), ou seja, o sensor com frequência de aquisição de 30 Hz teria a capacidade de capturar com qualidade os sinais que possuam frequência de até 15 Hz. Como visto, a frequência de aquisição ideal depende do fenômeno analisado.

Não é de conhecimento a existência de estudos que tenham quantificado os componentes de frequência presentes durante a realização do TUG. No entanto, para a postura ereta Duarte e Freitas (2010) ponderam que, embora os componentes de frequência presentes nesta tarefa estariam abaixo 10 Hz, como frequências mais altas oriundas de ruído podem estar presentes no sinal, seria recomendado o uso de frequências de aquisição de 100 Hz. Para o andar, Antonsson e Mann (1985) observaram componentes de frequência do sinal até por volta de 20 Hz mas, considerando as frequências oriundas de ruído, recomendam o uso de frequências de aquisição de 150 Hz. Em relação a tarefa de transferência da posição sentada para a posição em pé (*Sit-to-Stand*) os estudos tem utilizado frequências de aquisição entre 50 Hz (JRALJ; JAEGER; MUNIH, 1990; GHABRAMANI; STIRLING; NAGHDY, 2020) e 120 Hz (JEON; JENSEN; GRIFFIN, 2019). Por esse motivo, considerando que o TUG envolve levantar, ficar em pé e andar, é possível sugerir que a frequência de aquisição ideal esteja em torno de 100-150 Hz. Neste sentido, a frequência de aquisição dos dados provenientes da plataforma de força (200 Hz) estaria adequada, porém a frequência de aquisição dos dados provenientes dos sensores inerciais (30 Hz) estaria abaixo do ideal.

Quando a frequência de aquisição de dados de um instrumento é inferior à frequência adequada para avaliar um fenômeno, ocorre o que Winter (2009) chama de erro de alisamento. Por esse motivo, é possível que alguns movimentos deste fenômeno não sejam registrados por esse instrumento visto que os movimentos com frequência superior à frequência de aquisição dos dados, não são registrados. No caso do presente estudo, considerando que os movimentos são utilizados para definir o início e final do

TUG, e posteriormente, calcular o tempo de execução desta tarefa, o não registro de algum destes movimentos pode levar a erros no cálculo do tempo. Podendo resultar em valores de tempo maiores ou menores que o tempo de execução efetivamente utilizado para realizar o TUG, o que explicaria essa maior dispersão dos dados.

Entretanto, em relação a frequência de aquisição, é importante esclarecer que os dispositivos vestíveis BSN utilizados no presente estudo foram desenvolvidos com o objetivo de identificação e registro de movimentos corporais que pudessem permitir o controle de sistemas informáticos, como softwares voltados à interação humano-computador, ambiente virtual imersivo (3D) e quantificação de movimentos repetitivos com amplitude de movimentos pré-determinada pelo especialista (BRANDÃO et al., 2020). Portanto, para essa aplicação/objetivo, a frequência de aquisição de 30 Hz é adequada. No entanto, no presente estudo estes sensores não foram utilizados para controlar sistemas informáticos, mas sim para análise dos movimentos durante a realização do TUG, o que representou um grande desafio científico e tecnológico uma vez que estes dispositivos não foram desenvolvidos para este fim.

Mas além da questão da frequência de aquisição, outra possível explicação para essa maior dispersão observada nas diferenças entre as medidas dos sensores inerciais e do cronômetro pode estar no tamanho amostral. Como informado anteriormente, os dados obtidos a partir dos sensores inerciais totalizaram 14 amostras, enquanto os dados obtidos a partir da plataforma de força totalizaram 30 amostras. Possivelmente essa diferença no tamanho da amostra resultou na maior dispersão dos dados obtidos a partir dos sensores versus o cronômetro.

As limitações deste estudo são: a) número de amostra inferior ao indicado por Bland e Altman (2007); b) diferença no tamanho da amostra de dados provenientes dos sensores inerciais (n=14) e da plataforma de força (n=30); c) baixa frequência de aquisição de dados dos sensores inerciais.

Apesar das limitações apresentadas, os achados do presente estudo mostram que mesmo com a frequência de aquisição menor que a utilizada em outros estudos que utilizaram sensores inerciais (GREENE et al., 2012; SHEEHAN et al., 2014), os dados obtidos a partir dos sensores BSN apresentaram boa concordância com os dados obtidos a partir do cronômetro durante a realização do TUG por pessoas idosas. Da mesma forma, apesar do tamanho amostral pequeno (n=14 para sensores inerciais *versus* cronômetro; n=30 para plataforma de força *versus* cronômetro), foi possível observar boa concordância entre os tempos obtidos a partir dos dados dos sensores inerciais e da

plataforma de força com o tempo obtido a partir do cronômetro, instrumento tradicionalmente utilizado para avaliar o TUG.

Em conclusão, os dados do presente estudo mostram haver concordância entre os dados obtidos a partir do cronômetro com os dados obtidos a partir da plataforma de força e dos sensores inerciais para avaliação do tempo de execução do TUG em pessoas idosas.

Estes resultados são relevantes uma vez que o presente estudo buscou clarear as possibilidades de análise do tempo de execução do TUG utilizando instrumentos (sensores inerciais e plataforma de força) não comumente utilizados para esse fim, além de comparar com os dados obtidos a partir do “padrão ouro” (cronômetro).

As diferenças sutis na concordância e a principalmente a diferença na dispersão dos dados indicam que a plataforma de força parece fornecer dados mais robustos que os dados fornecidos pelos sensores inerciais; entretanto, essa afirmação deve ser ponderada, tendo em vista as limitações apresentadas. Neste sentido, novos estudos são necessários a fim de elucidar essas possíveis diferenças entre os sensores inerciais e a plataforma de força para a avaliação o tempo de execução do TUG na área clínica e acadêmica.

## REFERÊNCIAS

- 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.
- ALVAREZ, I.F.; OTOBONI, G.B.; COSTA, T.F.F.; GODOI, D. How variable are the "Timed Up and Go" times measured with a stopwatch in older adults? **Age and Ageing**, 2021 (submetido para publicação)
- ANTONSSON, E.K; MANN, R.W. The frequency content of gait. **Journal of Biomechanics**, v.18, n.1, p.39-47, 1985.
- ALCAZAR, J. et al. The sit-to-stand muscle power test: an easy, inexpensive and portable procedure to assess muscle power in older people. **Experimental gerontology**, v.112, p.38-43, 2018
- BALTICH, J.; VON TSCHARNER, V.; NIGG, B.M. Degradation of postural control with aging. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: **Journal of Engineering in Medicine**, v. 229, n. 9, p. 638-644, 2015.
- 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.
- BERLIN, M.; WALLACE, R.B. Aging and the central nervous system. **Experimental Aging Research**, v. 2, n. 2, p. 125-164, 1976.
- BERGAMASCO, J. et al. Low-Load Resistance Training Performed to Muscle Failure or Near Muscle Failure Does Not Promote Additional Gains on Muscle Strength, Hypertrophy, and Functional Performance of Older Adults. **Journal of Strength and Conditioning Research**, 2020.
- BLAND, J. M. ; ALTMAN, D. G. Statistics notes: Cronbach's alpha. **Bmj**, v. 314, n. 7080, p. 572, 1997.
- BLAND, J. Martin; ALTMAN, Douglas G. Agreement between methods of measurement with multiple observations per individual. **Journal of biopharmaceutical statistics**, v. 17, n. 4, p. 571-582, 2007.
- BLENNOW, K.; MONY J.; ZETTERBERG, H. Alzheimer's disease. **The Lancet**, v.368, p.387-403, 2006.
- BORGES, S.; RADANOVIC, M.; FORLENZA, O.V. Functional mobility in a divided attention task in older adults with cognitive impairment. **Journal of Motor Behavior**, v. 47, n. 5, p. 378-385, 2015.
- BORTOLI, C.G. et al. Equilíbrio, quedas e funcionalidade em idosos com

alteração da função cognitiva. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, v.3, p. 587-597, 2015.

BRANDÃO, Alexandre Fonseca et al. Biomechanics sensor node for virtual reality: A wearable device applied to gait recovery for Neurofunctional rehabilitation. In: **International Conference on Computational Science and Its Applications**. Springer, Cham, 2020. p. 757-770.

BRASIL, O. P. A. S. Organização Pan-Americana de Saúde. **Promoção da saúde. Reorientação das Práticas e Serviços de Saúde. Organização Pan-Americana da Saúde**, 2008.

CHATTERJI, S. et al. Health, functioning, and disability in older adults—present status and future implications. **The lancet**, v. 385, n. 9967, p. 563-575, 2015.

CHENG, Fang-Yu et al. Do cognitive performance and physical function differ between individuals with motoric cognitive risk syndrome and those with mild cognitive impairment?. **BMC geriatrics**, v. 21, n. 1, p. 1-9, 2021.

CSUKA, M.; MCCARTY, D. J. Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. **The American journal of medicine**, v. 78, n. 1, p. 77-81, 1985.

DE REZENDE, L, et al. Sedentary behavior and health outcomes among older adults: a systematic review. **BMC public health**, v. 14, n. 1, p. 1-9, 2014.

DOHERTY, T. J. Invited review: aging and sarcopenia. **Journal of applied physiology**, v. 95, n. 4, p. 1717-1727, 2003.

DOLVA, A.-S.; COSTER, W.; LILJA, M. Functional performance in children with Down syndrome. **American Journal of Occupational Therapy**, v. 58, n. 6, p. 621-629, 2004.

DUARTE, M.; FREITAS, S. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. **Brazilian Journal of physical therapy**, v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.

DUNN, Julie E. et al. Mortality, disability, and falls in older persons: the role of underlying disease and disability. **American Journal of Public Health**, v. 82, n. 3, p. 395-400, 1992.

DUNCAN, Pamela W. et al. Functional reach: a new clinical measure of balance. **Journal of gerontology**, v. 45, n. 6, p. M192-M197, 1990.

EGGERMONT, L. H. et al. Lower-extremity function in cognitively healthy aging, mild cognitive impairment, and Alzheimer's disease. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 91, n. 4, p. 584-588, 2010.

FUJISAWA, C. et al. Physical function differences between the stages from normal cognition to moderate Alzheimer disease. **Journal of the American Medical Directors Association**, v. 18, n. 4, p. 368-368, 2017.

GHAHRAMANI, M.; STIRLING, D.; NAGHDY, F. The sit to stand to sit postural transition variability in the five time sit to stand test in older people with different fall histories. **Gait & Posture**, v.81, p.191-196, 2020.

GREENE, Barry 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.

GUYE, Sabrina et al. Functional Ability in Everyday Life: Are Associations With an Engaged Lifestyle Mediated by Working Memory?. **The Journals of Gerontology: Series B**, v. 75, n. 9, p. 1873-1883, 2020.

HARPER, Kristie J. et al. Occupational therapist use of the 'Timed Up and Go' test in a Memory Clinic to compare performance between cognitive diagnoses and screen for falls risk. **Australian occupational therapy journal**, v. 67, n. 1, p. 13-21, 2020.

HIRAKATA, V.N.; CAMEY, S.A. Análise de concordância entre métodos de Bland-Altman. **Revista do Hospital das Clínicas de Porto Alegre**, v.29, n.3, p.261-268, 2009.

HUXHOLD, O. et al. Dual-tasking postural control: aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention. **Brain research bulletin**, v. 69, n. 3, p. 294-305, 2006.

IBGE. INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. Censo Demográfico 2010. Rio de Janeiro, 2011.

IMU Sensor. Inertial Measurement Unit. Acesso em 11 de nov. 2020. Disponível em: <https://www.microstrain.com/inertial/IMU>.

ISHIGAKI, E. Y. et al. Effectiveness of muscle strengthening and description of protocols for preventing falls in the elderly: a systematic review. **Brazilian journal of physical therapy**, v. 18, n. 2, p. 111-118, 2014.

JEON, W.; JENSEN, J.L.; GRIFFIN, L. Muscle activity and balance control during sit-to-stand across symmetric and asymmetric initial foot positions in healthy adults. **Gait & Posture**, v.71, p.138-144, 2019.

KALARIA, R.N. et al. Alzheimer's disease and vascular dementia in developing countries: prevalence, management, and risk factors. **The Lancet Neurology**, v.7, n. 9, p. 812-826, 2008.

KATZ, S. et al. Studies of illness in the aged. the index of ADL: a standardized measure of biological and psychosocial function. **JaMa**, v. 185, p. 914-919, 1963.

KIMURA, T.; KOBAYASHI, H.; NAKAYAMA, E.; HANAOKA, M. Effects of aging on gait patterns in the healthy elderly. **Anthropological Science**, v.115, p.67-72, 2007.

KLUGER, B.M. et al. Determinants of objectively measured physical functional performance in early to mid-stage **Parkinson disease**. **PM&R**, v. 6, n. 11, p. 992-998, 2014.

KRALJ, A.; JAEGER, R.J.; MUNIH, M. Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. **Journal of Biomechanics**, v.23, n.11, p.1123-1138, 1990.

LEHTO, V. et al. Understanding functional ability: Perspectives of nurses and older people living in long-term care. **Journal of Aging Studies**, v. 43, p. 15-22, 2017.

LIWSRISAKUN, C. et al. Capacidade de diagnóstico do teste Timed Up & Go para previsão de comprometimento do equilíbrio em doença pulmonar obstrutiva crônica. **Journal of Thoracic Disease**, v. 12, n. 5, p.2406, 2020.

MANENTI, R. et al. Time up and go task performance improves after transcranial direct current stimulation in patient affected by **Parkinson's disease**. **Neuroscience letters**, v. 580, p. 74-77, 2014.

MARESOVA, Petra et al. Consequences of chronic diseases and other limitations associated with old age—a scoping review. **BMC public health**, v. 19, n. 1, p. 1-17, 2019.

MATHIAS, S.; NAYAK, U. S.; ISAACS, B. Balance in elderly patients: the " get-up and go" test. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 67, n. 6, p. 387-389, 1986.

MOCHIZUKI, L.; ALIBERTI, S. Gait stability and aging. In: **Locomotion and Posture in Older Adults**. Springer, Cham, 2017. p. 45-54.

MUIR, S. W. et al. Quantifying the magnitude of risk for balance impairment on falls in community-dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis. **Journal of clinical epidemiology**, v. 63, n. 4, p. 389-406, 2010.

NEPOCATYCH, S. et al. The effects of unstable surface balance training on postural sway, stability, functional ability and flexibility in women. **The Journal of sports medicine and physical fitness**, v. 58, n. 1-2, p. 27-34, 2016.

NIELSEN, M. S. et al. The diagnostic and prognostic value of a dual-tasking paradigm in a memory clinic. **Journal of Alzheimer's Disease**, v. 61, n. 3, p. 1189-1199, 2018.

PEEL, N. M. Epidemiology of falls in older age. **Canadian Journal on Aging/La Revue canadienne du vieillissement**, v. 30, n. 1, p. 7-19, 2011.

PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. O cronometrado “Up & Go”: um teste de mobilidade funcional básica para idosos frágeis. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 39, n. 2, p. 142-148, 1991

ROSA, T.; BENÍCIO, M.; LATORRE, M.; RAMOS, L.. Fatores determinantes da capacidade funcional entre idosos. **Revista de Saúde Pública**, v. 37, p. 40-48, 2003.

RUBENSTEIN, Laurence Z. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. **Age and ageing**, v. 35, n. suppl\_2, p. ii37-ii41, 2006.

SHEEHAN, K. J. et al. Early identification of declining balance in higher functioning older adults, an inertial sensor based method. **Gait & posture**, v. 39, n. 4, p. 1034-1039, 2014.

SHUMWAY-COOK, Anne et al. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults. **Physical therapy**, v. 77, n. 8, p. 812-819, 1997.

SPIRDUSO, W. W. Dimensões físicas do envelhecimento. Barueri: Manole, 2005.

SPRINGER, S.; GILADI, N.; PERETZ, C.; YOGEV, G.; SIMON, E.S.; HAUSDORFF, J.M. Dual-tasking effects on gait variability: the role of aging, falls, and executive function. **Movement Disorders**, v.21, p.950-957, 2006.

STOLT, L. R. O. G. et al. Increase in fall-related hospitalization, mortality, and lethality among older adults in Brazil. **Revista de saúde pública**, v. 54, p. 76, 2020.

SWANENBURG, J. et al. Compromising postural balance in the elderly. **Gerontology**, v. 55, n. 3, p. 353-360, 2009.

TONG, K. Y.; GRANAT, M. H. Virtual artificial sensor technique for functional electrical stimulation. **Medical engineering & physics**, v. 20, n. 6, p. 458-468, 1998. *Med. Engng Phys.* 1998;22(6):458–68.

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, n. 1, p. 1-7, 2007.

TORNERO-QUIÑONES, I. et al. Functional ability, frailty and risk of falls in the elderly: Relations with autonomy in daily living. **International journal of environmental research and public health**, v. 17, n. 3, p. 1006, 2020.

VALENZA, M.C. et al. Uso de test dual en ancianos institucionalizados com diferentes niveles de deterioro cognitivo. Estudio transversal. **Revista de La Facultad de Medicina**, v. 66, n. 1, p. 31-36, 2018.

VASTA, R. et al. Physiological Aging Influence on Brain Hemodynamic Activity during Task-Switching: A fNIRS Study. **Frontier in Aging Neuroscience**, v.9, Article 433, 2018.

VERAS, R. P. Guia dos Instrumentos de Avaliação Geriátrica. 2019.

WHO. World Health Organization. Global report on falls prevention in older age. 2008. Acesso em: 26 nov. 2020. Disponível em:  
<https://www.who.int/publications/i/item/who-global-report-on-falls-preventionin-older-ageua=1>

WHO. World Health Organization “Ageing well” must be a global priority. 2014. Acesso em: 12 novembro 2020. Disponível em:  
<https://www.who.int/news/item/06-11-2014--ageing-well-must-be-a-global-priority>

WHO. World Health Organization. WHO. World Health Organization. Global report on falls prevention in older age. 2018. Acesso em: 14 maio 2021. Disponível em:  
<https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health>

WHITNEY, Susan L. et al. The sensitivity and specificity of the Timed" Up & Go" and the Dynamic Gait Index for self-reported falls in persons with vestibular disorders. **Journal of Vestibular research**, v. 14, n. 5, p. 397-409, 2004.

WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 4.ed. New York: Wiley, 2009.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **World report on ageing and health**. World Health Organization, 2015.

## ANEXO 1 – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da UFSCar



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** CONCORDÂNCIA ENTRE INSTRUMENTOS DE AVALIAÇÃO DA MOBILIDADE E DO EQUILÍBRIO

**Pesquisador:** Daniela Godoi Jacomassi

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 39917620.3.0000.5504

**Instituição Proponente:** Universidade Federal de São Carlos/UFSCar

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 4.573.867

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

SAO CARLOS, 04 de Março de 2021

---

**Assinado por:**  
**ADRIANA SANCHES GARCIA DE ARAUJO**  
(Coordenador(a))

**Endereço:** WASHINGTON LUIZ KM 235

**Bairro:** JARDIM GUANABARA

**UF:** SP

**Município:** SAO CARLOS

**CEP:** 13.565-905

**Telefone:** (16)3351-9685

**E-mail:** cephumanos@ufscar.br

## APÊNDICE 1 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (Resolução 466/2012 do CNS)

Você está sendo convidado (a) para participar da pesquisa “Concordância entre instrumentos de avaliação da mobilidade e do equilíbrio”, que tem como pesquisadora responsável a Profa. Dra. Daniela Godoi Jacomassi, docente do Departamento de Educação Física e Motricidade Humana (DEFMH) da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar).

A sua participação é voluntária, isto é, a qualquer momento você pode desistir de participar e retirar seu consentimento. A sua recusa ou desistência não lhe trará nenhum prejuízo, seja em sua relação ao pesquisado ou à UFSCar.

O objetivo deste estudo é avaliar a concordância entre instrumentos de avaliação da mobilidade e do equilíbrio. Você foi selecionado (a) por ter idade igual ou superior a 18 anos.

A sua participação consiste em realizar testes que avaliarão a mobilidade e equilíbrio. Para a avaliação da mobilidade e do equilíbrio, você realizará duas tarefas: tarefa de levantar e andar, e a tarefa de transferência da posição sentada para a posição em pé. Durante estas avaliações três sensores inerciais serão posicionados em seus segmentos corporais (tronco, coxa e perna); além disso, 17 marcadores passivos refletivos que serão fixados nas proeminências ósseas da região da sua pelve e dos seus membros inferiores direito e esquerdo. Todos estes procedimentos serão realizados em um único dia e terão a duração de aproximadamente 40 minutos. As avaliações serão realizadas no Dinâmica – Laboratório de Comportamento Motor, DEFMH, UFSCar.

Os resultados obtidos nos testes serão tratados de forma anônima e confidencial, ou seja, em nenhum momento será divulgado seu nome em qualquer fase do estudo. Quando for necessário exemplificar determinada situação, sua privacidade será assegurada. Os dados coletados poderão ter seus resultados divulgados em eventos, revistas e/ou trabalhos científicos.

Os riscos decorrentes da sua participação neste projeto são: incômodos na pele devido aos marcadores passivos refletivos que serão fixados nas proeminências ósseas, diretamente na pele dos participantes por meio de fita dupla-face hipoalergênica; cansaço decorrente da realização dos testes; estresse ou insatisfação frente à eventual resultado ruim em algum dos testes; incômodos na pele devido aos sensores inerciais serão posicionados em seus segmentos corporais (tronco, coxa e perna) por meio de faixas elásticas. Caso algumas dessas possibilidades ocorram, você será atendido (a) no que for necessário e, se assim desejar, poderá interromper e retomar quando julgar apropriado. Durante a realização de todos os procedimentos você será auxiliado (a) por profissionais de Educação Física e por auxiliares a fim de evitar e/ou minimizar a ocorrência dos riscos mencionados anteriormente. Além disso, em virtude da pandemia de COVID-19, a fim de evitar contaminação, as avaliações serão realizadas individualmente, com intervalo de 30 minutos entre os avaliados, toda a sala e equipamentos serão desinfetados com álcool 70% após cada avaliação e recipientes com álcool em gel 70% estarão dispostos pela sala. Ao chegar no laboratório você receberá gratuitamente uma máscara cirúrgica descartável e terá a temperatura mensurada. Caso a

sua temperatura corporal esteja maior que 36,5 graus a avaliação será suspensa. Ainda, todos os avaliadores estarão devidamente equipados com máscaras, luvas e terão a temperatura mensurada diariamente. No entanto, em caso de algum dano decorrente da sua participação nesta pesquisa você terá direito a assistência imediata e integral.

Você não terá nenhum custo ou compensação financeira ao participar do estudo. Entretanto, todas as despesas com o transporte e a alimentação decorrentes da sua participação na pesquisa, quando for o caso, serão ressarcidas no dia da coleta. Você terá direito a indenização por qualquer tipo de dano resultante da sua participação na pesquisa.

O desenvolvimento desta pesquisa e a sua participação proporcionarão benefícios diretos (para você) e indiretos (para a área de comportamento motor). Os benefícios diretos incluem o recebimento de um relatório com informações sobre o seu desempenho nas avaliações da mobilidade e do equilíbrio. Os benefícios indiretos estão relacionados à contribuição para a ampliação do conhecimento sobre a concordância entre instrumentos de avaliação da mobilidade e do equilíbrio.

Você receberá uma via deste termo, rubricada em todas as páginas por você e pelo pesquisador, no qual consta o telefone e o endereço do pesquisador principal. Você poderá tirar suas dúvidas sobre o projeto e sua participação agora ou a qualquer momento.

---

**Profa. Dra. Daniela Godoi Jacomassi**

DEFMH/UFSCar

Rod. Washington Luiz, Km 235, São Carlos, SP, 13.565-905

danielagodoij@ufscar.br / (16) 99782-3979

Eu, \_\_\_\_\_, declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação na pesquisa e concordo em participar. O pesquisador me informou que o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar que funciona na Pró-Reitoria de Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos, localizada na Rodovia Washington Luiz, Km. 235 - Caixa Postal 676 - CEP 13.565-905 - São Carlos - SP – Brasil. Fone (16) 3351-8028. Endereço eletrônico: cephumanos@ufscar.br

São Carlos, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

---

**Assinatura do Participante**