



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO
MESTRADO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

JÉSSICA CRISTINA SANTOS DE ASSIS

**SELEÇÃO AUTOMATIZADA DE SÉRIES TEMPORAIS INERCIAIS DO
TESTE DE SENTAR E LEVANTAR:** um estudo metodológico

BELÉM – PA

2023

JÉSSICA CRISTINA SANTOS DE ASSIS

**SELEÇÃO AUTOMATIZADA DE SÉRIES TEMPORAIS INERCIAIS DO TESTE
DE SENTAR E LEVANTAR: um estudo metodológico**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano (PPGCMH) da Universidade Federal do Pará, Campus Universitário do Guamá, como requisito parcial para obtenção do título de mestre, sob orientação da Prof^ª. Dr^ª. BiancaCallegari.

BELÉM – PA

2023

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) de acordo com ISBD Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal do Pará
Gerada automaticamente pelo módulo Ficat, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

A848s Assis, Jéssica Cristina Santos de.

Seleção automatizada de séries temporais inerciais do teste de sentar e levantar: Um estudo metodológico : Estudo transversal / Jéssica Cristina Santos de Assis. — 2023.
41 f. : il. color.

Orientador(a): Prof^ª. Dra. Bianca Callegari
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Pará, Instituto de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Belém, 2023.

1. Teste de sentar e levantar. 2. Smartphone . 3. sensores inerciais . 4. algoritmos computacionais . I. Título.

CDD 341.64

JÉSSICA CRISTINA SANTOS DE ASSIS

**SELEÇÃO AUTOMATIZADA DE SÉRIES TEMPORAIS INERCIAIS DO TESTE
DE SENTAR E LEVANTAR: UM ESTUDO METODOLÓGICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano (PPGCMH) da Universidade Federal do Pará, Campus Universitário do Guamá, como requisito parcial para obtenção do título de mestre, sob orientação da Prof^a. Dr^a. Bianca Callegari.

Data de aprovação: 27/07/2023

Banca Examinadora

Dra. Bianca Callegari – Orientadora
UFPA

Dr. Anselmo de Athayde Costa e Silva
UFPA

Dr. Givago da Silva Souza
UFPA

RESUMO

Trata-se de uma pesquisa quantitativa, de caráter exploratório, por meio levantamento, participaram do estudo somente sujeitos saudáveis, de ambos os sexos e que conseguiram realizar o teste de sentar e levantar da cadeira em 30 segundos. O objetivo deste estudo foi criar um algoritmo capaz de segmentar e identificar de maneira automática um ciclo de sentar e levantar e analisar a similaridade entre as curvas obtidas pelo smartphone e curvas previamente validadas pela cinemetria. Assim, o estudo foi dividido em duas etapas: etapa (i) criação do *template* através de registros cinemáticos de aceleração do teste de sentar e levantar; etapa (ii) identificação automatizada dos ciclos registrados pelo smartphone, e por fim, analisar a similaridade entre as curvas através de duas métricas de similaridade: correlação cruzada e distância euclidiana. Um total de 3749 ciclos foram segmentados, sendo 3492 considerados para análise. O resultado preliminar mostrou que não houve diferença significativa entre os métodos de contagem dos ciclos ($p=0.96$) e que a média de similaridade dos ciclos estudados com o *template* foi de distância euclidiana (DE de 40.2 ± 8.29) e de correlação cruzada (CC de 0.64 ± 0.13). A correlação entre as métricas CC e DD foi inversa e de -0.81 ($p < 0.0001$). Os pontos de corte estabelecidos a partir da distribuição cumulativa retornaram valores de indicadores de similaridades relativos ao percentual acima ou abaixo do corte. Por exemplo, para o ponto de corte de 80%, obteve-se CC $0,71 \pm 0,06$ (20% de curvas acima desse valor) e DE 35.3 ± 3.99 (80% de curvas abaixo desse valor). Ao elevar-se o ponto de corte de 90%, obteve-se CC $0,74 \pm 0,05$ (10% de curvas acima desse valor) e DE 33.4 ± 3.85 (10% de curvas abaixo desse valor).

Palavras-chave: Teste de sentar e levantar, smartphone, sensores inercias, algoritmos computacionais

ABSTRACT

This is a quantitative research, of an exploratory nature, conducted through a survey, subjects participated in the study, of both sexes and who were able to perform the 30-second sit and stand test. The objective of this study was to create an algorithm capable of automatically segmenting and identifying a sit-to-stand cycle and analyzing the similarity between the curves obtained by the smartphone and curves previously recorded by kinematography. Thus, the study was divided into two stages: stage (i) creation of the template through kinematic recordings of acceleration from the sit-to-stand test; step (ii) automated identification of the cycles recorded by the smartphone, and finally, analyze the similarity between the curves through two metrics of similarity, cross-correlation and Euclidean distance. A total of 3749 cycles were segmented, and only 3492 were considered for analysis. The preliminary result showed that there was no significant difference between the cycle counting methods ($p=0.96$) and that the mean similarity of the cycles studied with the template was euclidean distance (DE de 40.2 ± 8.29) e de cross-correlation (CC de 0.64 ± 0.13). The correlation between CC and DD metrics was inverse and -0.81 ($p < 0.0001$). The cutoff points established from the cumulative distribution returned similarity indicator values related to the percentage above or below the cutoff. For example, for a cutoff of 80%, CC $0,71 \pm 0,06$ (20% of curves above this value) and DE 35.3 ± 3.99 (80% of curves below this value) were obtained. When the cutoff point was raised to 90%, CC $0,74 \pm 0,05$ (10% of curves above this value) and DE 33.4 ± 3.85 (10% of curves below this value) were obtained.

Keywords: Sit and stand test, smartphone, inertia sensors, computational algorithms

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	6
2	REFERENCIAL TEÓRICO.....	8
2.1	Teste de sentar e levantar da cadeira em 30 segundos	8
2.2	Tecnologias aplicadas ao teste de sentar e levantar	10
2.3	Detecção de eventos através de algoritmos computacionais.....	13
3	HIPÓTESES.....	15
4	OBJETIVOS.....	16
5	MATERIAIS E MÉTODOS.....	17
5.1	Participantes	17
5.2	Instrumentação.....	18
5.3	Protocolo experimental.....	18
6	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	25
7	RESULTADOS.....	26
7.1	Contagem de ciclos.....	26
7.2	Teste de similaridade com os Indicadores de Correlação Cruzada (CC) e Distância Euclidiana.....	27
7.3	Distribuição cumulativa de similaridade.....	28
8	DISCUSSÃO.....	31
9	CONCLUSÃO.....	35
	REFERÊNCIAS.....	36

1. INTRODUÇÃO

Sentar e levantar é um movimento crucial para as atividades diárias, como ficar em pé e caminhar, sendo realizado inúmeras vezes por dia. Este movimento requer importantes capacidades musculares, coordenação e controle de equilíbrio, tornando-se uma ferramenta de avaliação amplamente utilizada para avaliar capacidades funcionais em diversas populações em ambientes clínicos (BRUUN *et al.*, 2019; MARQUES *et al.*, 2021). Várias formas de avaliar o sentar e levantar são amplamente empregadas, incluindo a duração para realizar cinco (MUÑOZ-BERMEJO *et al.*, 2021) ou dez movimentos consecutivos (CSUKA; MCCARTY, 1985), ou o número máximo de movimentos realizados em trinta segundos (JONES; RIKLI; BEAM, 1999) ou um minuto (KOUFAKI; MERCER; NAISH, 2002). No entanto, muitos protocolos têm se mostrado difíceis para uma parcela significativa da população, resultando em situações em que os indivíduos não conseguem preencher aos requisitos do teste (i.e. completar o número mínimo de movimentos consecutivos) (GURALNIK *et al.*, 1995). Para resolver esse problema, experimentou-se um protocolo de "tempo" padronizado de 30 segundos, em vez de um protocolo de número especificado de suportes. O teste de levantar da cadeira em 30 segundos (30 s- CST) tem sido amplamente utilizado e consiste na contagem manual do número de ciclossentar-levantar-sentar concluídos durante os 30 segundos do teste e possui alta confiabilidade teste-reteste (JONES; RIKLI; BEAM, 1999; MASUDA; NISIDA; KUROSAWA, 2004; MCCARTHY *et al.*, 2004). Embora o CST de 30 s seja amplamente utilizado, muitos fatores (i.e. altura do assento da cadeira, uso ou não de apoios de braço) influenciam o desempenho do sentar e levantar (JANSSEN; BUSSMANN; STAM, 2002) e apenas o número total de posições completas contadas visualmente é usado como um índice preditor clínico.

Para minimizar essas limitações, muitos estudos tentaram obter informações sobre o movimento de sentar e levantar por meio de análises biomecânicas com vários sistemas, como plataformas de força, combinadas ou não com os sistemas optoeletrônicos e análise de vídeo (CERRITO *et al.*, 2015; HELLEC *et al.*, 2020; LI *et al.*, 2021). Esses equipamentos fornecem parâmetros precisos e confiáveis, que possibilitam uma melhor compreensão dos movimentos envolvidos no teste (FERNANDES *et al.*, 2015; LI *et al.*, 2021; SEIMETZ *et al.*, 2012). No entanto, seu alto custo e a dificuldade de manuseio tornam seu uso inviável na prática clínica e restrito a laboratórios de pesquisa (GONZÁLEZ ROJAS *et al.*, 2018).

O uso de sensores inerciais, embutidos, ou não, em smartphone, tem se mostrado uma alternativa promissora para conseguir analisar o movimento durante o sentar e levantar, uma vez que medem a aceleração e a velocidade angular (MILLOR *et al.*, 2017)

A duração é um dos parâmetros mais diretos para caracterizar os ciclos de sentar e levantar e as transições posturais (GANEVA *et al.*, 2011; NAJAFI *et al.*, 2002). No entanto, outros estudos sugeriram parâmetros que podem distinguir o desempenho entre diferentes tipos de população, como a aceleração média do centro de massa (COM) em jovens saudáveis (GONZÁLEZ ROJAS *et al.*, 2018), velocidade e a inclinação do tronco em sujeitos com comprometimento motor (HELLEC *et al.*, 2020) e a potência gerada durante as transições em idosos saudáveis (ZIJLSTRA *et al.*, 2010). Embora as variáveis avaliadas variem entre os estudos, esses estudos confirmam que tanto a postura em pé quanto a sentada, e suas transições, são complexas o suficiente para serem avaliadas com mais detalhes, e que variáveis cinemáticas podem explicar melhor o controle e desempenho envolvidos.

O processamento e análise do sinal foi requisito para extrair parâmetros adicionais, em todos esses estudos. A identificação das transições de sentar para levantar (SitTS) e/ou de levantar para sentar (StandTS), para segmentação dos ciclos do movimento durante o teste de 30 segundos, é uma etapa fundamental. Não há um padrão de recomendação, mas essa tarefa tem sido feita por meio de algoritmos que utilizam a detecção de limiares na velocidade angular (NETŮKOVÁ *et al.*, 2021), nos sinais de aceleração vertical (ATRS AEI *et al.*, 2020), ou ainda as técnicas de detecção de pico nesse sinal (FUJIMOTO; CHOU, 2012). Uma grande dificuldade associada à detecção de transições é a variabilidade dos dados, que dependem de padrões de movimento, influenciáveis pela condição física do sujeito, ou maneira de realizar o movimento. Em muitos desses algoritmos, à interferência manual complementar do avaliador, para o processamento do sinal, torna-se indispensável. Assim, este estudo usa uma técnica específica para segmentar os ciclos de sentar-levantar-sentar do sinal, por meio da detecção de picos no sinal da aceleração vertical e posteriormente aplica a metodologia de *template matching* (método de correspondência com um modelo). Nosso objetivo foi avaliar a similaridade entre ondas obtidas por um registro de smartphone, com um *template* obtido através de ondas previamente validadas pelo padrão ouro e assim verificar a aplicabilidade do método automatizado para detecção dos ciclos.

2. REFERENCIAL TEÓRICO

2.1. Teste de sentar e levantar da cadeira de 30 segundos

Segundo Martinez *et al.* (2019) e Millor *et al.* (2013) um dos pré-requisitos fundamentais para a realização das atividades de vida diária é a capacidade de executar de maneira independente a transição postural de sentar e levantar da cadeira (MARTINEZ-HERNANDEZ; DEGHANI-SANIJ, 2019; MILLOR *et al.*, 2013b). Na década de 1990, estudos como os de Csuka *et al.* (1985) e Guralnik *et al.* (1995) propuseram a realização de um teste que consistia em determinar o tempo necessário para a execução de um número pré-determinado de repetições (10 e 5, respectivamente) de levantar da cadeira sem o uso dos braços (CSUKA; MCCARTY, 1985; GURALNIK *et al.*, 1995). No entanto, observou-se que uma parcela significativa dos adultos mais velhos que participaram desses estudos não conseguiu completar o protocolo, o que impediu a avaliação deles por meio desse teste (JONES; RIKLI; BEAM, 1999).

Como resultado, Jones *et al.* (1999) propuseram um teste de sentar e levantar da cadeira de 30 segundos (30 s-CST) que levasse em consideração o maior número possível de vezes que um sujeito mais velho pudesse realizar o movimento de sentar e levantar de uma cadeira, com os braços cruzados sobre o peito (JONES; RIKLI; BEAM, 1999). O teste consiste em quatro etapas: (i) sentar, (ii) impulso, (iii) levantar e (iv) sentar-se novamente. Durante 30 segundos completos, o examinador instrui o sujeito a levantar-se e sentar-se na cadeira o mais rapidamente possível, enquanto mantém as mãos cruzadas sobre o peito (JONES; RIKLI; BEAM, 1999; MILLOR *et al.*, 2013a)

Diversos estudos têm mostrado a importância clínica do teste de sentar e levantar da cadeira na avaliação do risco de quedas em idosos. Por exemplo, um estudo realizado por Millor *et al.* (2013) demonstrou que a pontuação no teste de sentar e levantar da cadeira está significativamente associada ao risco de queda em idosos (MILLOR *et al.*, 2013b). Outro estudo, conduzido por Leong *et al.* (2015), mostrou que a incapacidade de realizar o teste de sentar e levantar da cadeira está associada a uma maior taxa de hospitalização e mortalidade em idosos (LEONG *et al.*, 2015).

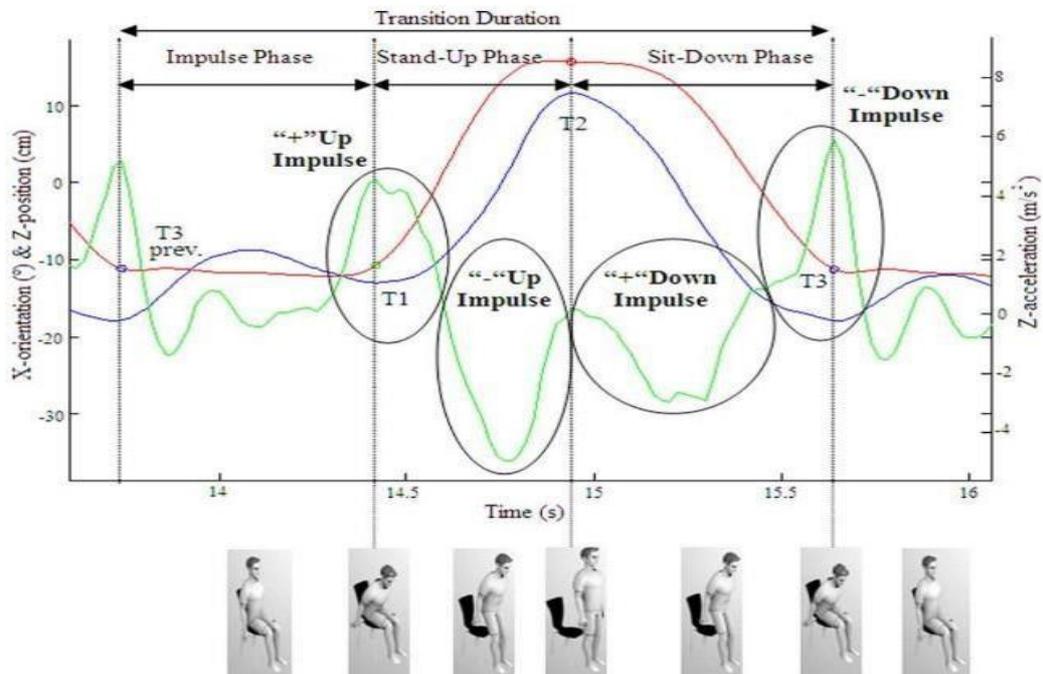
Além disso, o teste de sentar e levantar da cadeira também tem sido utilizado como uma medida de desempenho físico em idosos. Um estudo realizado por Bohannon *et al.* (2010) mostrou que a pontuação no teste de sentar e levantar da cadeira está significativamente associada à força muscular e à capacidade funcional em idosos (BOHANNON *et al.*, 2010).

A confiabilidade do teste é um aspecto crítico que determina a validade das medidas obtidas e, portanto, sua utilidade clínica. Um estudo publicado em 2020 avaliou a confiabilidade inter e intra-avaliador do teste de sentar e levantar em adultos mais velhos com condições crônicas de saúde. Os resultados mostraram uma alta confiabilidade inter e intra-avaliador para a contagem de repetições e tempo total de execução do teste (MCALLISTER; PALOMBARO, 2020). Outro estudo conduzido em 2019, que investigou a confiabilidade e a validade do teste de sentar e levantar em pacientes com osteoartrite de joelho, também encontrou uma alta confiabilidade inter e intra-avaliador para a contagem de repetições e tempo total de execução do teste (FU *et al.*, 2021).

Apesar de ser um teste com boa confiabilidade, algumas limitações metodológicas podem influenciar os resultados do teste de sentar e levantar. Por exemplo, a falta de padronização nas instruções dadas aos participantes, a variação na altura da cadeira e a diferença na posição dos braços durante o teste podem afetar a confiabilidade inter-avaliador (JONES; RIKLI; BEAM, 1999)

Em conclusão, a confiabilidade do teste de sentar e levantar parece ser geralmente alta, especialmente em populações saudáveis e com condições crônicas de saúde. No entanto, algumas limitações metodológicas podem influenciar a confiabilidade do teste. Portanto, é importante padronizar as instruções e as condições de teste para garantir a confiabilidade das medidas obtidas.

Figura 1. Resumo dos parâmetros significativos obtidos do CST de 30 s.



Fonte: Reproduzido por Millor *et al.*, 2013

Nota: As linhas azul, verde e vermelha são as correspondentes -orientação, -aceleração e - sinais de posição. A duração da transição sentar-levantar-sentar foi dividida nas fases: impulso, levantar e sentar. Os parâmetros sinalizados são o “impulso” positivo e negativo durante as fases de levantar e sentar.

2.2 Tecnologias aplicadas ao teste de sentar e levantar

A avaliação clínica do teste de sentar e levantar se baseia, em geral, no número de ciclos realizados pelo indivíduo e no tempo cronometrado para a execução do movimento (MARQUES *et al.*, 2020; MILLOR *et al.*, 2014). Todavia, importantes informações, como o tempo em pé, a velocidade e a aceleração durante a transição sentar-levantar, são negligenciadas por essa abordagem e podem comprometer a avaliação (MARQUES *et al.*, 2020; PARVANEH *et al.*, 2017). Adicionalmente, a presença de erros cometidos pelos avaliadores pode afetar a precisão dos resultados obtidos (MARQUES *et al.*, 2021; PARVANEH *et al.*, 2017). Com o objetivo de contornar essas limitações, o auxílio da tecnologia, permitiu a mensuração de parâmetros adicionais para uma variedade de testes que envolvem movimentos de transição,

o que foi fundamental para a obtenção de dados mais robustos e detalhados de algumas atividades de vida diária através do movimento (PARVANEH *et al.*, 2017; VAVASOUR *et al.*, 2021). Assim, a tecnologia tornou-se uma grande ferramenta para a comunidade acadêmica melhor entender essas transições posturais.

Dentre as tecnologias mais presentes na literatura estão a avaliação cinemática por meio de câmeras de vídeo e o uso de plataforma de força. Esses equipamentos são considerados altamente sensíveis a captação fiel dos movimentos e são utilizados pelos autores desde 1991 de diversas formas e com objetivos diferentes. Em um estudo publicado em 2022, foi utilizado a plataforma de força e as câmeras de vídeo com o objetivo de investigar características dos ajustes posturais antecipatórios em idosos (LENCIONI *et al.*, 2022), enquanto que no estudo de (FERNANDES *et al.*, 2015) a plataforma de força foi empregada para avaliar o controle postural em pessoas com Doença de Parkinson no teste de sentar e levantar da cadeira. Já Hellec *et al.* (2020) e colaboradores conduziu um estudo onde as câmeras de vídeo foram empregadas como instrumento padrão ouro, para testar a validade e a confiabilidade dos sensores inercias no teste de sentar e levantar em sujeitos saudáveis .

Embora o uso de tecnologias mais sofisticadas, como a plataforma de força e o sistema de câmeras optoeletrônicas, consigam fornecer parâmetros cinéticos e cinemáticos mais precisos e confiáveis, a utilização desses equipamentos é inviável e impraticável na clínica devido ao alto custo e difícil manuseio (GONZÁLEZ ROJAS *et al.*, 2018), tornando-se assim equipamentos restritos a laboratórios de pesquisa.

Tecnologias de baixo custo e fácil acesso, como os sensores inerciais vestíveis, têm se mostrado uma excelente alternativa para analisar o movimento humano. Esses dispositivos são pequenos e de fácil locomoção e podem estar embutidos em smartphones, óculos e até mesmo nos sapatos (PONCIANO *et al.*, 2020; VAVASOUR *et al.*, 2021; ZIJLSTRA *et al.*, 2012). Os sensores inerciais estão na forma de acelerômetros, giroscópios e magnetômetros, permitindo a extração de dados de aceleração, taxa de rotação e campo magnético da Terra (ROSATI; BALESTRA; KNAFLITZ, 2018).

Com o auxílio desses instrumentos para a quantificação mais precisa do movimento, a transição de sentar para levantar tem sido estudada com objetivos mais variados e em diversas populações, tais como para identificar os níveis de fragilidade do idoso (PARVANEH *et al.*, 2017), até a avaliação da estabilidade do controle postural em indivíduos com doença de Parkinson (FERNANDES *et al.*, 2015).

Em uma revisão sistemática conduzida por Millor *et al.* (2014), 254 parâmetros diferentes para avaliar a transição do sentar para levantar e levantar para sentar foram analisadas, entre eles parâmetros temporais, de aceleração, orientação, posição e frequência, no entanto o sinal que mais têm mostrado relevância clínica é o sinal de aceleração, usado em 43% dos estudos incluídos na revisão (MILLOR *et al.*, 2014). Em contrapartida, o uso deste parâmetro para detectar o evento da transição não é padronizado nos estudos, ou seja, existe diferentes metodologias empregadas usando o mesmo parâmetro, o que dificulta uma análise mais precisa da transição, levando ainda em consideração que não existe um consenso entre os autores (MILLOR *et al.*, 2014).

Embora essa transição do sentar para levantar utilizando os sensores inerciais seja amplamente estudada por diversos pesquisadores da área (HELLEC *et al.*, 2020; LI *et al.*, 2021; MILLOR *et al.*, 2017), a maior dificuldade encontrada para identificar essa transição se dá pelo fato de que este movimento depende não só da condição física do sujeito, mas também da altura do assento, da velocidade e da metodologia empregada para identificação dos eventos no sinal obtido pelos sensores.

Esses sensores são capazes de registrar a aceleração e a velocidade angular em tempo real, permitindo a obtenção de informações precisas sobre a execução do movimento durante o teste (MILLOR *et al.*, 2014; ROSATI; BALESTRA; KNAFLITZ, 2018). Em geral, são fixados ao corpo do indivíduo em pontos estratégicos, como a cintura e as pernas, para permitir uma medição mais precisa. Além disso, outras informações como orientação e posição do segmento podem ser adquiridas e usadas através da aceleração e velocidade angular extraídos dos sensores (MILLOR *et al.*, 2014).

Independente das variáveis a serem estudadas ou da tecnologia empregada na avaliação, a segmentação correta das transições de sentar e levantar é crucial para caracterizar adequadamente os ciclos de sentar e levantar durante um teste de 30 segundos. Isso se deve ao fato de que as transições de sentar e levantar são eventos importantes que podem afetar diretamente a qualidade dos resultados obtidos. Ao segmentar corretamente esses eventos, é possível identificar com precisão o início e o fim de cada ciclo, permitindo uma análise mais detalhada e acurada da dinâmica do movimento durante o teste. Isso pode levar a uma melhor compreensão da capacidade funcional dos indivíduos e, conseqüentemente, a uma avaliação mais precisa da sua saúde física e bem-estar geral.

Além disso, a segmentação adequada das transições de sentar e levantar é essencial para garantir a comparabilidade entre os resultados de diferentes

testes e entre diferentes indivíduos, permitindo uma avaliação mais justa e objetiva da sua capacidade funcional.

2.3 Detecção de eventos através de algoritmos computacionais

O uso de acelerômetros tem se mostrado uma alternativa para avaliações do movimento humano. No entanto, a análise e o reconhecimento dessas atividades a partir dos dados brutos é um desafio, devido ao baixo potencial computacional dos dispositivos móveis (MIN; CHOE; CHO, 2010). Assim, pesquisadores têm frequentemente levantado a hipótese que a criação de algoritmos computacionais através dos parâmetros extraídos dos sensores pode se tornar uma alternativa para conseguir identificar de maneira automatizada esses movimentos (MARGARITO *et al.*, 2016; MIN; CHOE; CHO, 2010). Existe ainda na literatura várias metodologias de desenvolvimento desses algoritmos. Ying *et al.* (2007) utilizaram três diferentes formas de criação do algoritmo como recurso para conseguir detectar automaticamente e corretamente o movimento do passo em pessoas com Doença de Parkinson (YING *et al.*, 2007). No entanto, uma dificuldade encontrada se dá pelo alto nível de complexidade computacional exigida para a criação de um algoritmo de identificação automática de movimentos (MIN; CHOE; CHO, 2010).

Ainda assim, vários estudos optam por essas metodologias com o objetivo de automatizar gestos e atividades. O método baseado em correspondência de modelo (*template matching*), por exemplo, se baseia em uma técnica comum para o reconhecimento de padrões em dados de acelerômetros, e é um dos métodos mais empregados pelos autores (MARGARITO *et al.*, 2016; MIN; CHOE; CHO, 2010; NGUYEN-DINH *et al.*, 2012). Esse método é um algoritmo que compara uma sequência de dados cinemáticos, geralmente obtidos a partir de sensores inerciais, com um modelo pré-definido de um movimento específico. O modelo pode ser criado a partir de dados prévios (por exemplo de cinemática) ou de uma descrição teórica do movimento (MARGARITO *et al.*, 2016). A correspondência entre a sequência de dados e o modelo é feita por meio de técnicas de similaridade, como a correlação cruzada ou a distância euclidiana (MARGARITO *et al.*, 2016). O resultado da correspondência é um valor de similaridade que indica o grau de semelhança entre a sequência de dados e o modelo (MARGARITO *et al.*, 2016).

O método de correspondência de modelo é amplamente utilizado em diversas áreas, como a análise da marcha, a análise do movimento de membros superiores e inferiores, e a análise da postura (MARGARITO *et al.*, 2016; YING *et al.*, 2007). O método em questão, ainda é capaz de se auto-adaptar dependendo do tipo de movimento, e criar um novo modelo, utilizando a sincronização temporal dinâmica (DTW) (YING *et al.*, 2007). O sinal do passo por exemplo usado no estudo de Ying *et al.* (2007), muda variavelmente de acordo com o tempo, algoritmos que não têm essa capacidade de adaptação podem gerar sinais de modelos do passo que não é o real (YING *et al.*, 2007). Assim, valores de pico do movimento são necessários, pois toda vez que atingirem um nível superior daquele pré-estabelecido pelo algoritmo um novo modelo é criado através da DTW e processado no restante dos sinais (YING *et al.*, 2007).

Evidências mostram que o método de correspondência de modelo é suficientemente forte para detectar gestos *onlines* (NGUYEN-DINH *et al.*, 2012). Dentro do método existe várias abordagens que analisam as séries temporais dos movimentos, como a subsequência comum mais longa (LCSS) e a DTW, atualmente a mais usada na literatura é a abordagem de DTW que consiste em demarcar o melhor limite de um movimento dentro de uma janela de tempo, no entanto esse procedimento possui algumas limitações uma delas é a variabilidade inerente dos gestos, o que dificulta a marcação exata do início do movimento, além de ser altamente sensível a ruídos atípicos (NGUYEN-DINH *et al.*, 2012). Assim, Nguyen-Dinh *et al.* (2012), em seu estudo objetivou comparar qual abordagem dentro do método de correspondência se mostra mais eficaz na detecção dos gestos que possui ruídos (NGUYEN-DINH *et al.*, 2012).

Ainda discutindo o estudo supracitado, Nguyen-Dinh *et al.* (2012), obteve como resultado que para detectar gestos *onlines* que possui algum tipo de ruído, a abordagem do (LCSS) é melhor do que o DTW segmentada e não segmentada (NGUYEN-DINH *et al.*, 2012). Enquanto alguns autores estão interessados em realizar a detecção de gestos através dos algoritmos, Margarito *et al.* (2016) e colaboradores buscam investigar a precisão do método de correspondência para classificar oito tipos diferentes de atividades esportivas em sujeitos com peso normal e sujeitos acima do peso (MARGARITO *et al.*, 2016). Para isso, Margarito *et al.* (2016) usou 5 métricas diferentes de similaridade, entre elas a distância euclidiana e a correlação cruzada (MARGARITO *et al.*, 2016). Ademais, é importante ressaltar que assim como existe vários métodos de criação do algoritmo como foi descrito no estudo de Ying *et al.* (2007), existe também uma gama de métricas que avaliam a similaridade entre os algoritmos (YING *et al.*, 2007).

3. HIPÓTESES

H1: Um algoritmo precisamente testado pode identificar e segmentar os ciclos do teste de maneira automatizada

H0: Um algoritmo precisamente testado não pode identificar e segmentar os ciclos do teste de maneira automatizada

H1: As curvas obtidas pela smartphone são similares com as curvas obtidas pela cinemetria

H0: As curvas obtidas pelo smartphone não são similares com as curvas obtidas pela cinemetria

4. OBJETIVOS

4.1 Objetivos Geral

- Avaliar a aplicabilidade de um algoritmo capaz de identificar e segmentar, automaticamente, ciclos do teste de sentar e levantar, em registros obtidos pelo acelerômetro do smartphone, e testar a similaridade desses ciclos com um “template” obtido através de ondas previamente validadas pelo padrão ouro.

4.2 Objetivos específicos

- Criar o *template* a partir de dados validos pela cinemetria
- Desenvolver e avaliar a aplicabilidade de um algoritmo capaz de identificar e segmentar, automaticamente um ciclo de sentar e levantar
- Comparar as curvas obtidas pela cinemetria (*template*), com as curvas obtidas pelosmartphone no teste de sentar e levantar da cadeira de 30 segundos
- Analisar a similaridade das curvas obtidas, através de duas métricas (i) correlaçãocruzada e (ii) distância euclidiana

5. Material e Métodos

O presente trabalho é um estudo de corte transversal, composto por duas etapas experimentais: (i) criação de um registro inercial modelo (*template*), do teste de sentar e levantar, baseado em análise cinemática e acelerômetro de smartphone e (ii) a identificação automática, baseada na semelhança do *template*, da etapa i, com novos registros inerciais obtidos somente por smartphone. A primeira etapa (i) foi realizada no Laboratório do Movimento Humano (LEMOH) da Universidade Federal do Pará, localizado na Avenida Generalíssimo Deodoro, n 01 CEP 66055-240, Belém/PA. Essa etapa contou com dados extraídos da dissertação de mestrado de Eduardo Candido Veloso Ferreira, intitulada “Validade e confiabilidade do uso de sensores de aceleração para avaliação do desempenho motor no teste de sentar e levantar”. A segunda etapa (ii) recrutou ampla amostra em local de conveniência para os sujeitos.

5.1 Participantes

Para a etapa (i), a criação de um registro inercial modelo (*template*), foram utilizados registros de 30 sujeitos de ambos os sexos (13 H, 17 M) extraídos da dissertação supracitada. Para a etapa de identificação automática dos ciclos do teste em registros inerciais obtidos por smartphone (etapa ii), foram recrutados 211 participantes (113 F e 98 M) com características demográficas pareadas ao grupo da etapa (i), porém com nenhum participante pertencente à amostra anterior, de criação do *template* (amostra da etapa i e ii). Os Dados demográficos estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: Caracterização das amostras

	Etapa i Criação do Template (n=30)	Etapa ii Identificação Automatizada (n=148)	p- valor
Sexo	30 (13 H, 17 M)	211 (98 H , 113 M)	-
Idade (anos) (n=30)	(28.63±5.55)	(26.90±5.56)	0.05
Peso (Kg)	(73.71±14.90)	(70.83±13.61)	0.23
Altura (m)	(1.68±0.07)	(1.67±0.08)	0.68
IMC	(25.79±3.97)	(25.01±3.69)	0.14

Nota. Número de sujeitos discriminando por sexo, média e desvio padrão das características da amostra.
Fonte: Autor, 2023

Os participantes deram seu consentimento por escrito (Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE) (Anexo I), sendo excluídos da amostra sujeitos com problemas cardiorrespiratórios, alterações traumato-ortopédicas que impossibilitem a execução do teste, ou histórico de alterações musculoesquelética e neurológica; ou quando não conseguissem efetuar o movimento de se sentar e levantar da cadeira sem apoio das mãos. Esta pesquisa teve todos os seus procedimentos aprovados pelo Comitê de Ética da UFPA (Instituto de Ciências da Saúde, sob o parecer nº 5.679.677, CAAE: 58977622.5.0000.0018).

5.2 Instrumentação

Para a criação de um registro inercial modelo (*template*) do teste de sentar e levantar (etapa i), foi utilizado um aparelho *smartphone android* da marca *Samsung Galaxy* (modelo A10, peso 170g, com dimensões de 15,5x7x0,07cm, processador Octa-Core com acelerômetro triaxial integrado, sensibilidade gravitacional de +/- 2 a +/-16); os dados de acelerometria foram captados e exportados via remota, por meio de um aplicativo desenvolvido para *android* em linguagem Java (*Momentun Science App*, taxa de amostragem de aproximadamente 63Hz) instalado previamente no *smartphone*. Com o método padrão ouro de referência para a análise do teste nessa etapa, foram utilizadas trêscâmeras de captação cinemática (cinemetria) da marca *SIMI MOTION*. (*SIMI*, Alemanha, frequência de amostragem de 120 Hz). O celular e o marcador reflexivo foram fixados na região da quinta vértebra lombar (L5), por meio de um cinto adaptado. O participante foi posicionado em bipedestação, com um banco colocado atrás do sujeito.

Para a identificação automática dos ciclos do teste em registros inerciais obtidos por *smartphone* (etapa ii) excluiu-se a avaliação cinemática, restando portanto somente a avaliação feita pela *smartphone*.

5.3 Protocolo experimental

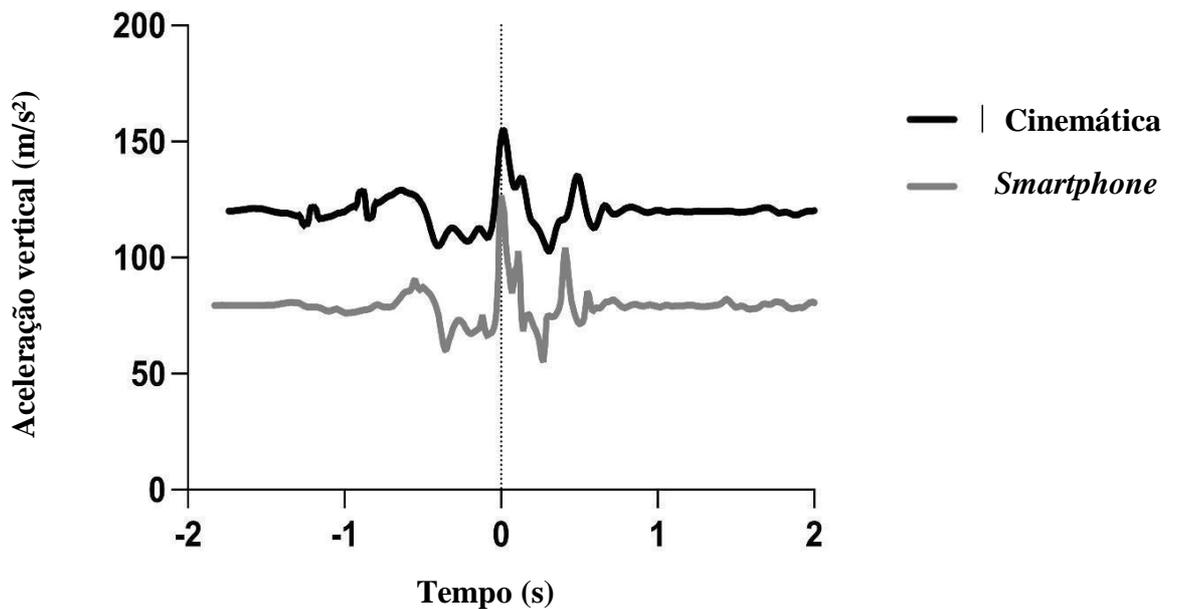
O presente trabalho é composto por duas etapas experimentais envolvidas com a

(i) criação de um registro inercial modelo (*template*) e com (ii) a identificação de registros inerciais obtidos unicamente do aparelho de telefonia móvel.

Etapa (i) Procedimentos para a criação do *template* do teste de sentar e levantar, baseado em análise cinemática e acelerômetro de *smartphone*

Neste procedimento foi obtido dados simultâneos da cinemática e do aparelho de telefonia móvel. Para sincronizar ambos os instrumentos, foi solicitado que o participante desse um salto vertical e o pico desse salto nas leituras acelerométricas do eixo vertical de ambos os sistemas foi considerado como tempo zero ou início do movimento.

Figura 2. Representação gráfica dos dados obtidos pela cinemática e pelo aparelho de smartphone.

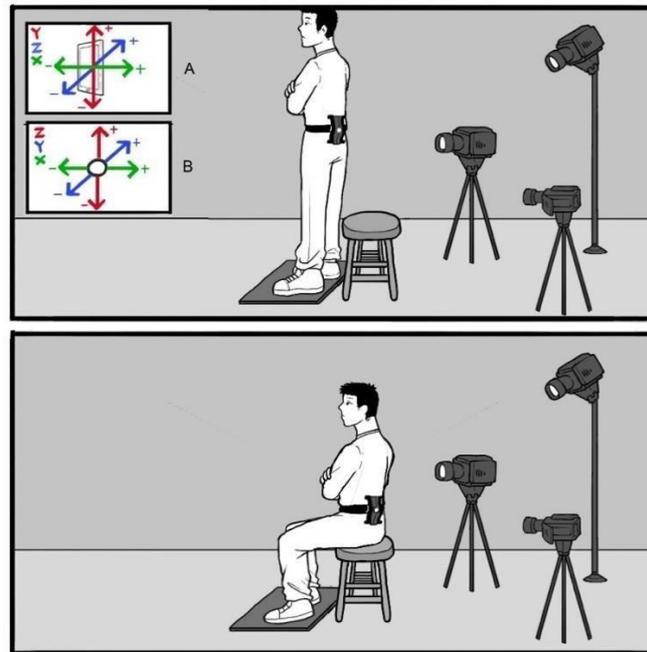


Fonte: Autor, 2023

Legenda: A linha pontilhada representa o momento do impacto com o solo durante o salto. Este momento é utilizado para a sincronização dos dados pelos equipamentos, e considerado como tempo zero.

Após o salto para sincronização, foi solicitado que cada participante se posicionasse à frente de um banco de madeira (altura do assento de 46 cm, sem apoio de braços e costa) e executasse o maior número de repetições possíveis em 30 segundos conforme procedimento descrito por (JONES; RIKLI; BEAM, 1999) (Figura 2).

Figura 3. Protocolo experimental: com o sujeito de braços cruzados, sentado no banco, com os pés no chão; smartphone dentro de um cinto adaptado e o marcador reflexivo sobre o cinto. As figuras 'A' e 'B' representam os equipamentos de análise e seus respectivos eixos de observação: (A) *Smartphone* com *App. Momentum* e (B) Cinemetria.

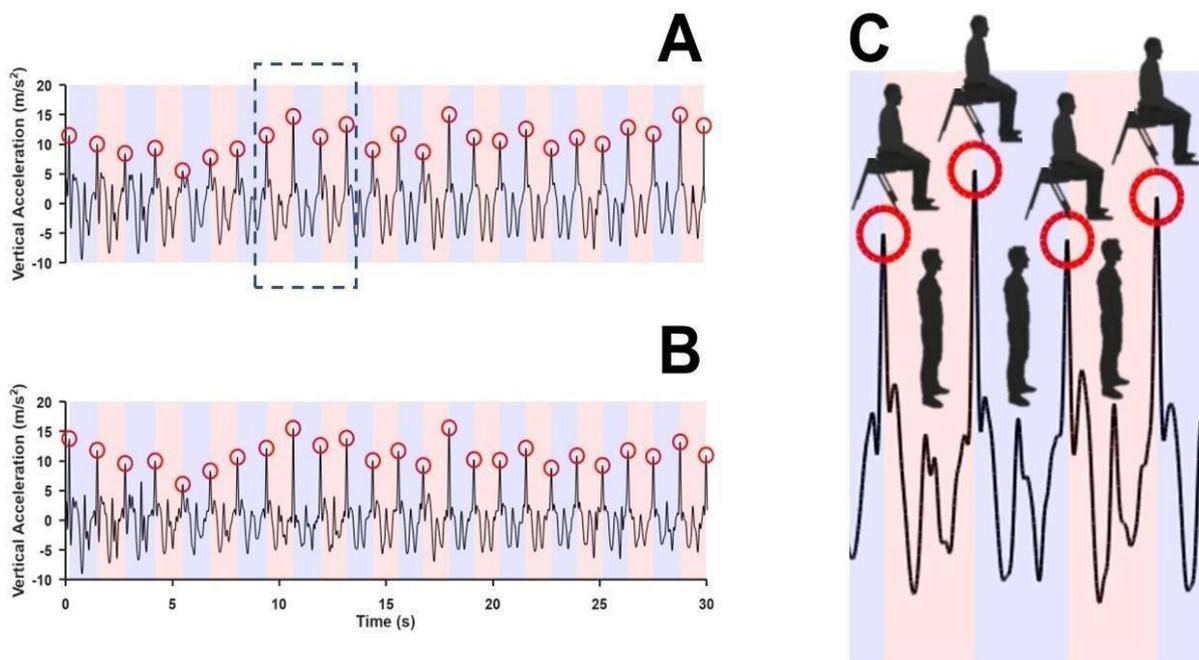


Fonte: Tese de dissertação FERREIRA, 2022

Os participantes foram instruídos a olhar para frente e a se levantar após o comando verbal do avaliador, em sua velocidade preferida com os braços cruzados sobre o peito. Todos os participantes realizaram um ensaio na mesma cadeira e com condições ambientais semelhantes. De ambos os instrumentos foi extraído a aceleração do COM no eixo vertical durante os 30 segundos de teste.

Os dados de aceleração do *CoM* foram processados e analisados offline no programa MatLab (*MathWorks, Natick, MA, EUA*). Às séries temporais foram aplicados procedimentos de *detrend*, filtragem de dados com filtro passa-banda entre 0,1 e 10 Hz usando um filtro de zero diferença de fase do tipo *Butterworth* de 4^o ordem. Com esses dados processados foi possível fazer a marcação dos momentos da série temporal que representava o toque dos glúteos na cadeira, identificado pela cinemática.

Figura 4. Sequência de ciclos de um sujeito, onde (A) representa o registro obtidos pelacinemetria e (B) o sinal obtido pelo smartphone. Um ciclo é identificado pelo intervalo entre dois picos consecutivos (esfera vazada vermelha) que representa o toque dos glúteosna cadeira. As janelas preenchidas pelas cores vermelha e azul correspondem aos sucessivos ciclos de sentar e levantar. Um intervalo aproximado de 3 ciclos de A (retângulo tracejado) foi ampliadoem (C), onde pode ser observado dentro de um ciclo, as transições da fase sentado para em pé,e de pé para sentado.



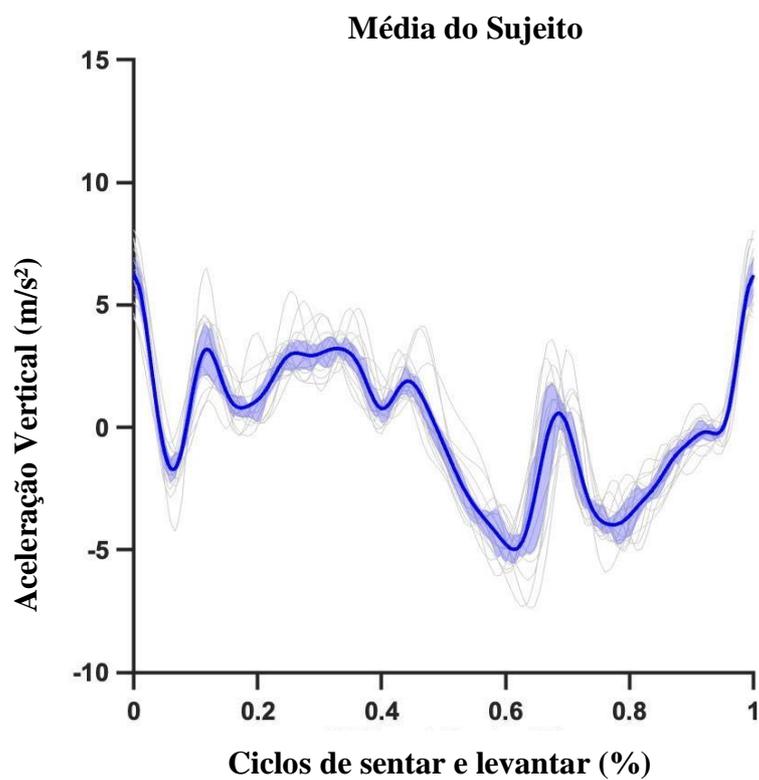
Fonte: Autor, 2023

Após verificar a similaridade entre os sinais acelerométricos da cinemática e do aparelho de telefonia celular e a associação temporal destes sinais como eventos do testesentar e levantar, foi realizada a segmentação da série temporal acelerométrica obtida pelo aparelho de telefonia móvel, em diferentes ciclos do teste. O ciclo foi segmentado considerando o intervalo entre dois momentos consecutivos do participante como glúteona cadeira, o que foi identificado como um pico positivo nos gráficos de aceleração em função do tempo (círculo vermelho vazado na Figura 3).

Em cada ciclo, foi realizada uma interpolação para aumentar o número de pontos para uma taxa de amostragem de 240 Hz, com esses pontos igualmente espaçados entre 0 e 100% do tempo total do ciclo de sentar e levantar. Por fim, para cada participante foi calculada uma

média dos ciclos extraídos do teste, gerando a curva resultante deste participante.

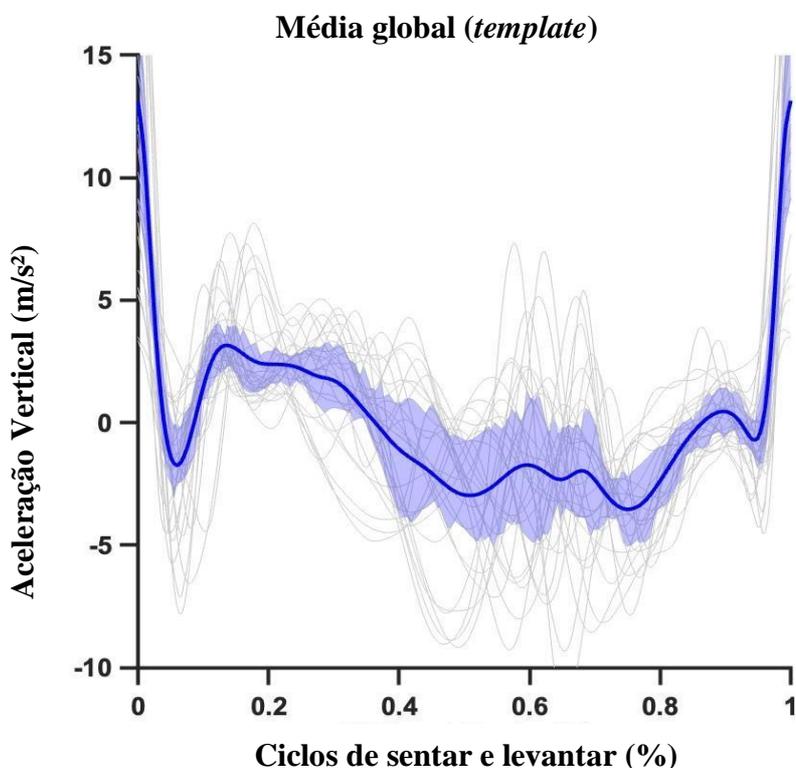
Figura 5. Ciclos segmentados de um único sujeito, com a média resultante representada pela linha azul escura e o desvio padrão preenchido em azul claro.



Fonte: Autor, 2023

Foi calculada uma média dos registros resultantes de 30 participantes para ser o *template* do teste sentar e levantar a ser usado para todos os cálculos posteriores.

Figura 6. Média resultante de cada um dos 30 sujeitos participantes da etapa i (linhas cinza) e a média resultante final (linha azul escura), considerada como *template* para a etapa ii. Preenchido em azul claro está o desvio padrão do *template*.



Fonte: Autor, 2023

Etapa (ii) Procedimentos para a identificação automatizada do ciclo de sentar e levantar nos registros do smartphone

O *template* acelerométrico do teste sentar e levantar foi usado para identificar os ciclos de sinais obtidos a partir unicamente do aparelho de telefonia móvel. Para isso, 211 participantes, não pertencentes à amostra de criação do *template*, foram submetidos ao teste de sentar e levantar seguindo os mesmos procedimentos de teste descritos anteriormente usando apenas o aparelho de telefonia móvel.

O registro de cada participante passou por um procedimento de *detrend*, filtragem passa-baixa com filtro *Butterworth* de 4º ordem sem defasagem de fase. Em seguida, foi aplicado um

algoritmo computacional que permitiu a identificação dos ciclos no registro dos participantes de forma automatizada. Os passos deste algoritmo computacional são os seguintes:

- (i) Cálculo da frequência do teste de sentar e levantar para estimar o número de ciclos possíveis no registro. Será aplicada uma transformada de Fourier e a frequência do harmônico fundamental será considerada a frequência do teste. O número de ciclos estimado por essa etapa (NC1) será a frequência do harmônico fundamental multiplicado por 30 s (duração do teste). Desse resultado foi retirado um ciclo. NC1 será comparado com a contagem de ciclos feitas visualmente pelo examinador no momento do teste (NC0).
- (ii) Identificação dos picos do registro. Nesta etapa foram procurados os picos do registro, os quais são indicadores do momento do participante sentado no assento. Para isso, foi usada a função *findpeaks* no MATLAB.
- (iii) Segmentação dos ciclos. Com os momentos temporais dos picos identificados, foi feita a segmentação dos ciclos considerando o intervalo entre dois picos consecutivos no registro.
- (iv) Interpolação e normalização do tempo do registro. Os registros de cada ciclo foram interpolados para 240 Hz e tiveram o tempo normalizado para ter intervalo de 0 a 100%, de forma semelhante ao *template*.

Após essa a segmentação dos ciclos no registro dos participantes, conforme os passos acima, será avaliada a similaridade do registro de cada ciclo de sentar e levantar com o *template*. Nesta etapa foram realizadas duas métricas de comparação da similaridade entre o *template* e o registro de cada ciclo: Correlação Cruzada (CC) e Distancia Euclidiana (DE). O cálculo da correlação cruzada normalizada, entre o *template* e o registro de cada ciclo, resultou em um indicador (correlação cruzada máxima) que pode variar -1 a +1. A fórmula da Correlação Cruzada é como segue

(Equação 1):

$$c = r_{xy}(lag) = [1/(n - lag)] * \sum (x_i - x_{avg}) * (y_{i+lag} - y_{avg}) \text{ (Equação 1),}$$

Onde c é a correlação cruzada, $r_{xy}(lag)$ é o valor da correlação cruzada no deslocamento (lag), n é o número de observações nas séries temporais, x_i é o valor da série temporal x no índice i , y_i é o valor da série temporal y no índice i , x_{avg} é a média dos valores da série temporal x , y_{avg} é a média dos valores da série temporal y , lag é o deslocamento entre as séries temporais.

Sendo que a correlação cruzada com valor de -1 representava uma onda totalmente inversa ao *template* e quando a correlação cruzada apresentava o valor de +1 isto indicava uma similaridade máxima entre as duas ondas. Só foram analisadas em todas as etapas subsequentes, ciclos com correlação cruzada positiva.

Posteriormente, será realizado o cálculo da Distância Euclidiana entre os registros do *template* e do ciclo a ser avaliado. A fórmula da Distância Euclidiana é como segue (Equação 2):

$$d = \sum_{i=1}^m \sqrt[3]{a_i^2 + b_i^2}, \text{ (Equação 2)}$$

Onde d é a distância euclidiana, i é o vigésimo valor dos registros, a e b representam os vetores referentes ao *template* e o ciclo que está sendo avaliado.

A métrica de distância euclidiana resultou em um indicador com valor mínimo de zero, indicando máxima similaridade entre as duas ondas, e quanto maior for esse indicador, menor similaridade entre elas.

Uma vez calculado os indicadores de similaridade, foi estimado a distribuição cumulativa desses valores, obtidos a partir de cada métrica. A distribuição cumulativa representou a correlação entre o valor do indicador de similaridade (CC ou DE) e percentual de ondas com similaridades superior (CC) ou inferior (DE) a esse valor (MARGARITO et al., 2016). A partir disso, foram estimados pontos de corte nos valores de similaridade associados ao percentual de ondas limitadas por aquele ponto de corte. Os pontos de corte foram definidos em intervalos de 10%.

Ao final do processamento acima, teremos as seguintes variáveis de interesse:

- Número de ciclos do teste de sentar e levantar: Visualmente contados pelo examinador (NC0) e estimado pela transformada de fourier (NC1).
- Número total de ciclos segmentados (Tciclos), número de ciclos excluídos quando a CC resultou em indicador negativo (Tnegativos) e número total de ciclos considerados para análise (Tpositivos)
- Indicadores de similaridade de cada onda usando as métricas de CC e DE
- Pontos de corte de similaridade (em intervalos de 10%) associado ao percentual de ondas

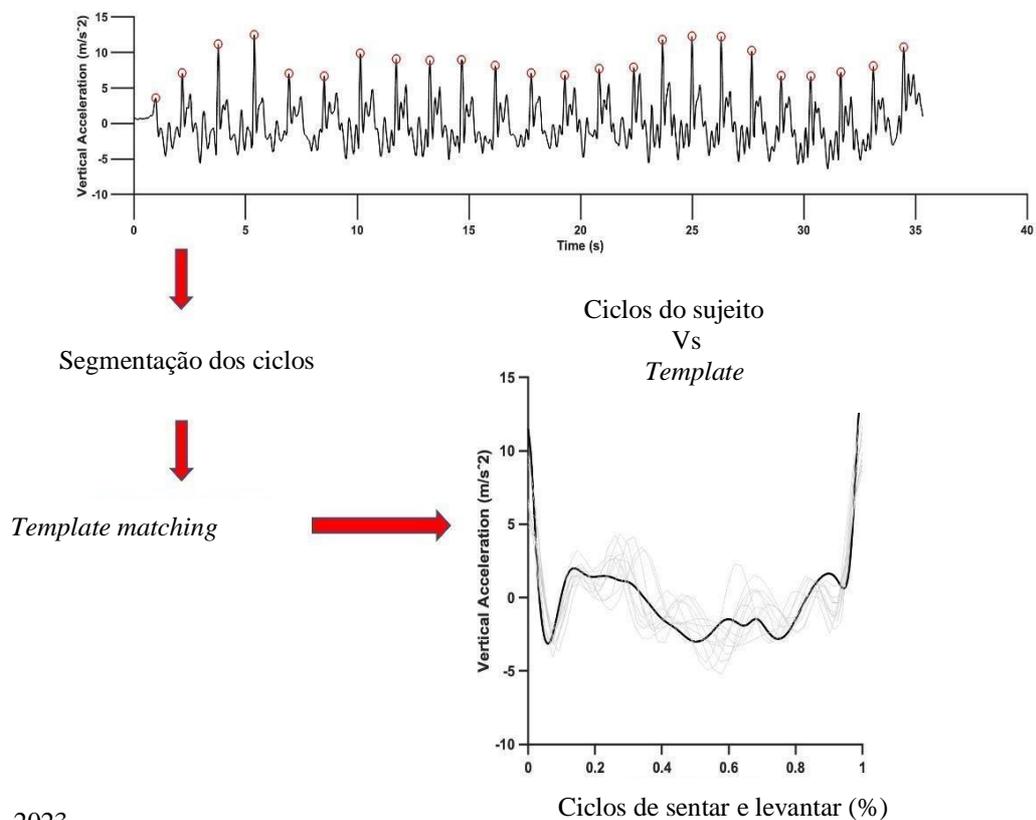
6. Análise Estatística

A análise estatística foi realizada usando *Graph-Pad PRISM 9* e *MATLAB (software MathWorks, Natwick, MA, EUA)*. A estatística descritiva dos dados foi usando gráficos em barras para a análise da contagem de ciclos dos dois métodos propostos NC0 e NC1. Para testar a normalidade dos dados foi realizado o teste t , onde se obteve resultados não paramétricos. Para testar se a contagem dos ciclos do teste de sentar e levantar, obtidos de forma automatizada foram semelhantes a contagem visual do examinador, foi realizada um o teste de Mann-Whitney entre os métodos NC0 e NC1. Foi calculada a CC e DE entre cada um dos ciclos segmentados e o *template* e apresentada a estatística descritiva do total dos 3492 ciclos considerados. As métricas de similaridade foram correlacionadas usando o teste de correlação de Spearman que foram interpretadas com limiares de magnitude da seguinte maneira: de; 0 – 0,1 (insignificante), 0,1 – 0,3 (baixo), 0,3 – 0,5 (moderado), 0,5 – 0,7 (alto), 0,7–0,9 (muito alto) e 0,9–1,0 (quase perfeito). Uma estatística descritiva foi feita para gerar a curva de distribuição cumulativa e retirar os pontos de corte nos valores de similaridade associados ao percentual de ondas limitadas por aquele ponto de corte. Os pontos de corte foram definidos em intervalos de 10%.

7. RESULTADOS

Foram realizados a segmentação de ciclos durante o teste de sentar e levantar de 211 sujeitos. Com essa metodologia, foram realizadas análises em um total de 3749 ciclos segmentados (Tciclos), sendo selecionados para análise apenas 3492 ciclos (Tpositivos), enquanto 257 ciclos foram excluídos (Tnegativos).

Figura 7. Sinal bruto de um sujeito representativo (A), com a identificação do início e fim dos ciclos realizada pelo algoritmo automatizado (esfera vermelha vazada). E após a segmentação, os ciclos do sujeito sendo comparado com o template que está representado pela linha preta no gráfico (B).



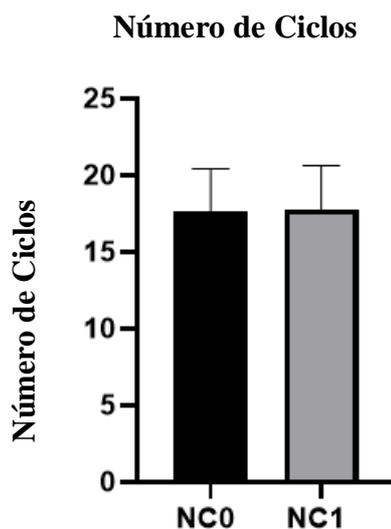
Fonte: Autor, 2023

7.1 Contagem dos ciclos

A média de ciclos realizados por cada participante nas duas formas de análise: (i) contagem visual pelo examinador (NC0) e (ii) estimativa pela transformada de Fourier (NC1)

está demonstrada na Figura 8. O resultado do teste de Mann-Whitney não indicou diferença significativa entre os métodos de contagem de ciclos ($p=0.96$).

Figura 8. Análise descritiva das médias e desvio padrão da contagem dos ciclos médios por sujeito. NC0 é a contagem visual feita pelo examinador e NC1 é a contagem realizada pela transformada de Fourier.

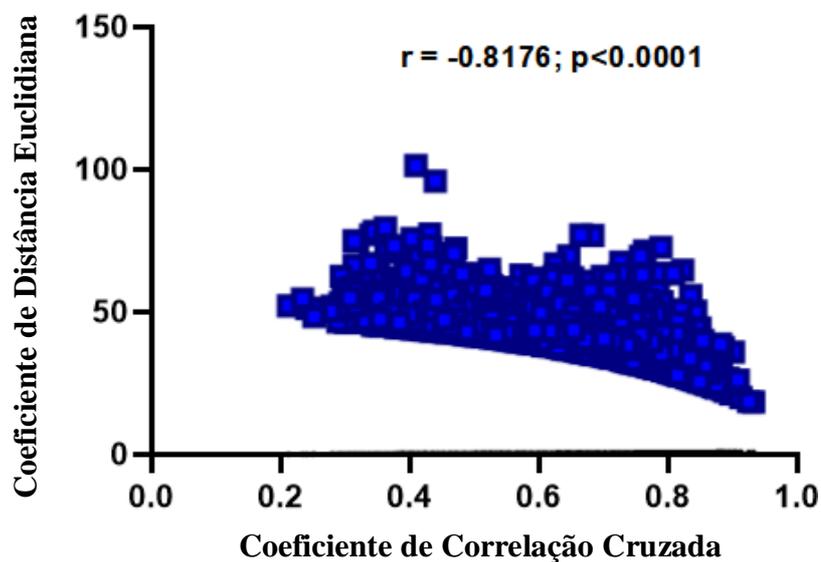


Fonte: Autor, 2023

7.2 Testes de Similaridade com os Indicadores de Correlação Cruzada (CC) e Distância Euclidiana (DE)

Após o processo de segmentação dos ciclos, foram aplicadas duas métricas distintas, o Coeficiente de Correlação Cruzada (CC) e a Distância Euclidiana (DE), a fim de avaliar a semelhança de cada curva em relação ao *template*. A média da similaridade do total de 3492 curvas analisadas apresentou valores de DE de 40.2 ± 8.29 e de CC de 0.64 ± 0.13 . A figura 8 mostra a correlação de *spearman* entre as duas métricas de similaridade obtidas em todas as ondas estudadas. Percebeu-se que a correlação é inversamente proporcional de (CC e DE) com $p < 0.0001$ indicando que a similaridade aferida pela DE diminui enquanto que a aferida CC aumenta.

Figura 9. Correlação de *Spearman* entre duas métricas de similaridade (CC e DE) em todas as 3492 ondas estudadas, sendo estas métricas inversamente proporcionais.

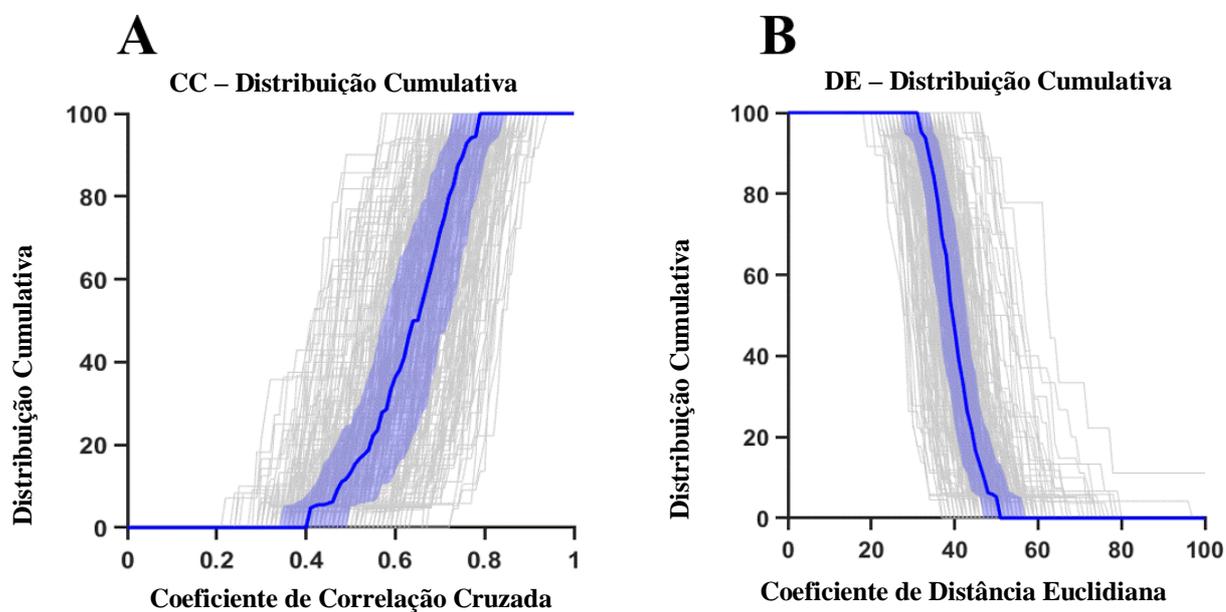


Fonte: Autor, 2023

7.3 Distribuição cumulativa de similaridade

A figura 10A representa a distribuição cumulativa da correlação entre o valor do indicador de CC e percentual de ondas com similaridades superior a esse valor. De forma semelhante figura 10B representa a distribuição cumulativa da correlação entre o valor do indicador de DE e percentual de ondas com similaridades inferior a esse valor. Observamos que quando admitimos indicadores de CC com valores mais altos, menor o percentual de curvas com similaridade acima do valor estabelecido. Da mesma forma, ao selecionarmos indicadores de DE com valores mais baixos, menor o percentual de curvas com similaridade abaixo do valor estabelecido.

Figura 10a e 10b. Curvas de distribuição cumulativa de todas as ondas analisadas com as correlações entre os indicadores de (CC e DE) e o percentual de ondas com similaridade. A média e o desvio padrão das curvas estão apresentadas em linha azul escuro e o sombreado azul claro, respectivamente. CC: Correlação Cruzada; DE: Distancia Euclidiana.



Fonte: Autor, 2023

A partir da distribuição cumulativa, estimamos pontos de corte no percentual de ondas, definidos em intervalos de 10%, associados ao valor de similaridade daquele ponto de corte (tabela 3). Nessa tabela são apresentados os pontos de corte, ou seja, pontos nos valores de similaridade, associados ao percentual de ondas limitadas por aquele ponto de corte de cada métrica (CC e DE). O objetivo da criação dos pontos de corte é permitir a escolha de perguntas com base nas métricas de comparação dos ciclos. Por exemplo, se considerarmos um valor hipotético de ponto de corte de 80%, isso significa que apenas 20% das curvas terão valores de similaridade CC acima de 0.71 e DE abaixo de 35.3.

Tabela 2: Pontos de corte nos valores de similaridade

Porcentagem de ondas	CC	DE
100%	(0.77±0.06)	(31.2±4.20)
90%	(0.74±0.05)	(33.4±3.85)
80%	(0.71±0.06)	(35.3±3.99)
70%	(0.68±0.07)	(36.9±4.36)
60%	(0.66±0.07)	(38.1±4.48)
50%	(0.64±0.08)	(39.6±4.60)
40%	(0.61±0.08)	(40.8±4.64)
30%	(0.58±0.08)	(42.2±4.83)
20%	(0.54±0.09)	(44.4±5.24)
10%	(0.48±0.08)	(47.5±5.66)
0%	(0.41±0.08)	(51.6±6.80)

CC: Correlação Cruzada; DE: Distancia Euclidiana

Fonte: Autor, 2023.

8 DISCUSSÃO

Um bom indicador para conseguir avaliar a funcionalidade dos membros inferiores é o teste de sentar e levantar da cadeira de 30 segundos, no entanto o único parâmetro clínico existente para realizar essa avaliação é o número de vezes, contadas pelo examinador, que o sujeito consegue sentar e levantar de forma completa. Portanto, há uma necessidade de desenvolver métodos quantitativos e objetivos de avaliar esse teste.

Neste estudo, um algoritmo computacional foi apresentado, com a hipótese de que o mesmo fosse capaz de identificar e segmentar, de forma automática, um ciclo de sentar e levantar, e que as curvas obtidas a partir do acelerometro do smartphone fossem similares com as curvas obtidas pela cinemetria. Nossos resultados confirmam essas hipóteses, uma vez que o algoritmo testado foi capaz de identificar e segmentar o ciclo de maneira automatizada, além de a similaridade entre as curvas obtidas pelos métodos que foram comparados demonstrarem correlações cruzadas médias de 0.64 e distância euclidiana de 40.2. Assim pode-se deduzir que a utilização de tecnologias como os smartphones podem ser usadas para conseguir automatizar o teste, reduzindo os erros humanos e a subjetividade na contagem dos ciclos.

O modo com que é realizado a automatização para conseguir segmentar as fases do teste de sentar e levantar varia muito na literatura, e isto é realizado através de algoritmos computacionais que conseguem integrar os sinais brutos obtidos do smartphone e fornecer uma contagem precisa do número de ciclos, além de conseguir fornecer também o número de ciclos considerados mal-sucedidos. Nos estudos de Millor et al, por exemplo, foi feito uma combinação dos sinais de aceleração, velocidade e posição no eixo Z e orientação no eixo X, para conseguir determinar um ciclo de sentar e levantar, bem como suas fases de impulso, levantar e sentar (MILLOR *et al.*, 2013a, 2013b, 2017). Os autores usaram o limite de tempo decorrido, assim como a diferença entre o máximo e o mínimo da posição Z para conseguir detectar essas diferenças de transições, já que a posição no eixo Z refere-se a uma mudança na posição vertical. Diferentemente dos estudos mencionados acima, o estudo conduzido por Van Lummel et al. extraiu dos sensores inercias o sinal de velocidade e aceleração angular para conseguir determinar o ângulo do tronco, e seguida foi realizado um processamento de filtragem para eliminar ruídos do sinais e assim usar a velocidade vertical para determinar um ciclo de sentar e levantar (VAN LUMMEL *et al.*, 2013). Os platôs no registro dessa velocidade foram identificados e utilizados para marcar o início e fim de cada ciclo (VAN LUMMEL *et al.*, 2013). Já nos estudos de Doheny et al. foram utilizados dois acelerometros, e extraídos os sinais de aceleração vertical para identificar os ciclos de sentar e levantar (DOHENY *et al.*, 2011, 2013). Para demarcar o início e o fim de cada fase foi

estabelecidos valores de limiares determinados empiricamente de 0.2 e 0.8 vezes da aceleração mínima no sinal de amplitude (MSA). Os autores consideraram a fase de sentar o período em que o sinal de amplitude decaiu e permaneceu entre 0,2MSA e 0,8MSA, e a fase de levantar quando o sinal de amplitude aumentou novamente, e permaneceu entre de 0,8MSA e 0,2MSA (DOHENY *et al.*, 2011, 2013).

No estudo publicado em 2020 por Tulipani e colaboradores foram utilizados dois acelerômetros, os sinais de aceleração máximo e mínimo foram extraídos dos sensores e serviram como parâmetros para segmentar um evento de levantar e sentar respectivamente, além disso os ângulos de flexão do tronco foram calculados levando em consideração a razão entre os componentes no eixo vertical e antero-posterior da aceleração gravitacional (TULIPANI *et al.*, [s.d.]). Assim, as transições de sentar para levantar refletiam uma mudança de movimentos desses componentes, sendo possível identificar os pontos de inflexão e assim determinar o início e o fim de uma transição (TULIPANI *et al.*, [s.d.]). Em ambos os estudos supracitados os sensores inerciais estavam localizados na parte anterior da coxa e no esterno (TULIPANI *et al.*, [s.d.]). Já no estudo de Hellec *et al* (2020). o sensor inercial estava embutido em um óculos inteligente, e a aceleração máxima nos eixos vertical e antero-posterior, foram usadas para determinar o ciclo de sentar e levantar, bem como suas transições (HELLEC *et al.*, 2020). É notório que apesar de não existir um consenso entre os autores na forma de como segmentar o ciclo, o parâmetro mais utilizado nos estudos é a aceleração vertical, sendo este combinado ou não com outros parâmetros. Ainda assim, a quantidade de sensores e a localização varia muito entre os estudos.

Em nosso estudo também utilizamos a extração de dados dos sensores inerciais para automatizar um ciclo, no entanto o grande diferencial aqui foi que utilizamos somente os sinais de aceleração vertical no eixo Y do smartphone para identificar e segmentar corretamente um ciclo. Além disso, utilizamos também a transformada de Fourier na criação do algoritmo, no qual nos permite encontrar a frequência de harmônico fundamental e esta é multiplicada pela duração total do teste, assim, podemos estimar o número de picos esperados no registro e então identificá-los no algoritmo. Com isso, foi possível identificar os maiores picos de aceleração nos registros, que correspondem ao toque do glúteo na cadeira, essa informação é válida e pode ser inferida a partir dos dados que foram extraídos da curva “*template*” que foi previamente validada com o padrão-ouro.

A maneira totalmente automatizada para avaliar quaisquer que seja o movimento ou gesto, depende de algoritmos computacionais que sejam capazes de integrar informações advindas dos sensores inerciais e fornecer informações mais objetivas e precisas, sem interferência humana. Essa maneira de avaliação têm sido pouco explorada na literatura, em

especial no teste de sentar e levantar. Para a marcha humana, no entanto, Ying *et al* (2007) e colaboradores utilizou a mesma técnica que empregamos em nosso estudo conhecida como “*template matching*”, além disso também foi aplicado duas métricas de avaliação de similaridade entre as curvas conhecida como correlação cruzada e distância euclidiana, assim como foi aplicado em nosso estudo, porém Ying *et al* (2007) e colaboradores utilizou sinais de aceleração horizontal e vertical nos eixos X e Z para detectar o início do passo .

Para além disso, em nosso estudo conseguimos estimar os indicadores de similaridade de cada métrica avaliada e utilizamos esses indicadores para gerar a distribuição cumulativa entre as curvas, que nada mais é do que gerar pontos de cortes em intervalos de 10%. Esses pontos de corte possibilitam que seja estabelecido um limiar entre as duas métricas de similaridade, seja correlação cruzada ou distância euclidiana relativos aquele percentual de curvas com intervalos de 10%.

Este é um resultado único do nosso estudo, visto que com a distribuição cumulativa é possível que seja avaliado a relação entre os indicadores de similaridade e o percentual de curvas que podem estar acima ou abaixo deste indicador. Além disso, este resultado possibilita que outros pesquisadores sejam capazes de escolher o que analisar, já que é possível fazer essa relação entre assumir mais curvas a serem analisadas, no entanto essas curvas possuem indicadores de similaridade menor, ou o contrário, manter um indicador de similaridade alto entre as curvas assumindo uma quantidade menor delas a serem avaliadas.

Até o presente momento não existe na literatura nenhum estudo que abordou essas técnicas de criação do algoritmo, baseado no método de correspondência com um modelo “*tempalte matching*” e, nem que tenha utilizado a similaridade entre as curvas, para avaliar de forma totalmente automatizada o teste de sentar e levantar da cadeira de 30 segundos, isso torna o nosso trabalho pioneiro neste assunto.

Além disso, este estudo traz resultados únicos em relação a avaliação automatizada do teste de sentar e levantar, visto que foi utilizado somente os sinais do smartphone para identificar e segmentar corretamente o ciclo, e isso foi possível pois o “*template*” já estava previamente validado, ou seja nossos resultados mostram que o algoritmo computacional desenvolvido foi capaz de avaliar de forma automática o ciclo.

Ademais, com essa forma automatizada de segmentação do ciclo torna-se possível que essas avaliações sejam feitas em ambientes diferentes dos laboratórios de pesquisa, tornando-se uma avaliação mais dinâmica e mais precisa em relação ao teste.

As limitações do estudo giram em torno da criação do algoritmo computacional, levando em consideração que é necessário ter conhecimento na área de engenharia, outra limitação

inclue a ausência de estudos que avaliam de forma totalmente automatizada através de algoritmos o teste de sentar e levantar, tornando-se os nossos resultados incomparáveis. Além disso, nosso estudo limitou-se a segmentar e contar os ciclos avaliando a sua similaridade com o “*template*”, porém não analisou as subfases do ciclo e nem tentou segmentá-las, ficando isso como um direcionamento futuro.

9 CONCLUSÃO

Este estudo forneceu uma abordagem inovadora para analisar o teste de levantar da cadeira por 30 s a partir de dados registrados como acelerometro de smartphone. Demonstramos a aplicabilidade de um algoritmo que foi capaz de identificar e segmentar, automaticamente, os ciclos do teste. Ademais, as métricas de DE e CC entre esses ciclos e o “template” revelaram indicadores médios que demonstraram boa similaridade entre as curvas.

REFERÊNCIAS

- ATRSAEI, A. *et al.* Postural transitions detection and characterization in healthy and patient populations using a single waist sensor. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 17, n. 1, p. 70, 3 jun. 2020.
- BOHANNON, R. W. *et al.* Sit-to-stand test: Performance and determinants across the age-span. **Isokinetics and exercise science**, v. 18, n. 4, p. 235, 2010.
- BRUUN, I. H. *et al.* Validity and Responsiveness to Change of the 30-Second Chair-Stand Test in Older Adults Admitted to an Emergency Department. **Journal of Geriatric Physical Therapy**, v. 42, n. 4, p. 265–274, 1 out. 2019.
- CERRITO, A. *et al.* Reliability and validity of a smartphone-based application for the quantification of the sit-to-stand movement in healthy seniors. **Gait & Posture**, v. 41, n. 2, p. 409–413, 1 fev. 2015.
- 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.
- DOHENY, E. P. *et al.* An instrumented sit-to-stand test used to examine differences between older fallers and non-fallers. **Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference**, v. 2011, p. 3063–3066, 2011.
- DOHENY, E. P. *et al.* Falls classification using tri-axial accelerometers during the five-times-sit-to-stand test. **Gait & Posture**, v. 38, n. 4, p. 1021–1025, 1 set. 2013.
- FERNANDES, Â. *et al.* Influence of dual-task on sit-to-stand-to-sit postural control in Parkinson's disease. **Medical Engineering & Physics**, v. 37, n. 11, p. 1070–1075, 1 nov. 2015.
- FERREIRA, Eduardo. **Validity and reliability of using acceleration sensors for motor performance assessment in the sit-to-stand test.** 2022. Dissertação de mestrado (Mestrado. Programa de Pós Graduação em Doenças Tropicais)
- FU, S. *et al.* Postural Balance in Individuals With Knee Osteoarthritis During Stand-to-Sit Task. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 15, 3 nov. 2021.
- FUJIMOTO, M.; CHOU, L. S. Dynamic balance control during sit-to-stand movement: An examination with the center of mass acceleration. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 3, p. 543–548, 2 fev. 2012.
- GANEVA, 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, 1 nov. 2011.
- GONZÁLEZ ROJAS, H. A. *et al.* Time measurement characterization of stand-to-sit and sit-to-stand transitions by using a smartphone. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 56, n. 5, p. 879–888, 1 maio 2018.
- GURALNIK, J. M. *et al.* LOWER-EXTREMITY FUNCTION IN PERSONS OVER THE AGE OF 70 YEARS AS A PREDICTOR OF SUBSEQUENT DISABILITY. **The New England journal of medicine**, v. 332, n. 9, p. 556, 3 mar. 1995.
- HELLEC, J. *et al.* Sit-To-Stand Movement Evaluated Using an Inertial Measurement Unit Embedded in

Smart Glasses—A Validation Study. **Sensors 2020, Vol. 20, Page 5019**, v. 20, n. 18, p. 5019, 4 set. 2020.

JANSSEN, W. G. M.; BUSSMANN, H. B. J.; STAM, H. J. Determinants of the Sit-to-Stand Movement: A Review. **Physical Therapy**, v. 82, n. 9, p. 866–879, 1 set. 2002.

JONES, C. J.; RIKLI, R. E.; BEAM, W. C. A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults. **Research quarterly for exercise and sport**, v. 70, n. 2, p. 113–119, 1 jun. 1999.

KOUFAKI, P.; MERCER, T. H.; NAISH, P. F. Effects of exercise training on aerobic and functional capacity of end-stage renal disease patients. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 22, n. 2, p. 115–124, 1 mar. 2002.

LENCIONI, T. *et al.* Events Detection of Anticipatory Postural Adjustments through a Wearable Accelerometer Sensor Is Comparable to That Measured by the Force Platform in Subjects with Parkinson's Disease. **Sensors (Basel, Switzerland)**, v. 22, n. 7, 1 abr. 2022.

LEONG, D. P. *et al.* Prognostic value of grip strength: Findings from the Prospective Urban Rural Epidemiology (PURE) study. **The Lancet**, v. 386, n. 9990, p. 266–273, 18 jul. 2015.

LI, J. *et al.* Kinematic analysis of the human body during sit-to-stand in healthy young adults. **Medicine**, v. 100, n. 22, p. E26208, 6 jun. 2021.

MARGARITO, J. *et al.* User-independent recognition of sports activities from a single wrist-worn accelerometer: A template-matching-based approach. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 63, n. 4, p. 788–796, 1 abr. 2016.

MARQUES, D. L. *et al.* Accelerometer data from the performance of sit-to-stand test by elderly people. **Data in Brief**, v. 33, p. 106328, 1 dez. 2020.

MARQUES, D. L. *et al.* An Experimental Study on the Validity and Reliability of a Smartphone Application to Acquire Temporal Variables during the Single Sit-to-Stand Test with Older Adults. **Sensors 2021, Vol. 21, Page 2050**, v. 21, n. 6, p. 2050, 15 mar. 2021.

MARTINEZ-HERNANDEZ, U.; DEGHANI-SANIJ, A. A. Probabilistic identification of sit-to-stand and stand-to-sit with a wearable sensor. **Pattern Recognition Letters**, v. 118, p. 32–41, 1 fev. 2019.

MASUDA, Y.; NISIDA, Y.; KUROSAWA, K. Relationship of a 30-second chair-stand test to gait performance in stroke patients. **Rigakuryoho Kagaku**, v. 19, n. 2, p. 69–73, 2004.

MCALLISTER, L. S.; PALOMBARO, K. M. Modified 30-Second Sit-to-Stand Test: Reliability and Validity in Older Adults Unable to Complete Traditional Sit-to-Stand Testing. **Journal of Geriatric Physical Therapy**, v. 43, n. 3, p. 153–158, 1 jul. 2020.

MCCARTHY, E. K. *et al.* Repeated Chair Stands as a Measure of Lower Limb Strength in Sexagenarian Women. **The Journals of Gerontology: Series A**, v. 59, n. 11, p. 1207–1212, 1 nov. 2004.

MILLOR, N. *et al.* Automatic evaluation of the 30-s chair stand test using inertial/magnetic-based technology in an older prefrail population. **IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics**, v. 17, n. 4, p. 820–827, 2013a.

MILLOR, N. *et al.* An evaluation of the 30-s chair stand test in older adults: Frailty detection based on kinematic parameters from a single inertial unit. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v.

10, n. 1, p. 1–9, 1 ago. 2013b.

MILLOR, N. *et al.* Kinematic parameters to evaluate functional performance of sit-to-stand and stand-to-sit transitions using motion sensor devices: A systematic review. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 22, n. 5, p. 926–936, 1 set. 2014.

MILLOR, N. *et al.* Gait Velocity and Chair Sit-Stand-Sit Performance Improves Current Frailty-Status Identification. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 25, n. 11, p. 2018–2025, 1 nov. 2017.

MIN, J. K.; CHOE, B.; CHO, S. B. A selective template matching algorithm for short and intuitive gesture UI of accelerometer-builtin mobile phones. **Proceedings - 2010 2nd World Congress on Nature and Biologically Inspired Computing, NaBIC 2010**, p. 660–665, 2010.

MUÑOZ-BERMEJO, L. *et al.* Test-Retest Reliability of Five Times Sit to Stand Test (FTSST) in Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Biology**, v. 10, n. 6, 1 jun. 2021.

NAJAFI, B. *et al.* Measurement of stand-sit and sit-stand transitions using a miniature gyroscope and its application in fall risk evaluation in the elderly. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 49, n. 8, p. 843–851, 2002.

NEŤUKOVÁ, S. *et al.* The timed up & go test sit-to-stand transition: Which signals measured by inertial sensors are a viable route for continuous analysis? **Gait & Posture**, v. 84, p. 8–10, 1 fev. 2021.

NGUYEN-DINH, L. VAN *et al.* Improving online gesture recognition with template matching methods in accelerometer data. **International Conference on Intelligent Systems Design and Applications, ISDA**, p. 831–836, 2012.

PARVANEH, S. *et al.* Postural Transitions during Activities of Daily Living Could Identify Frailty Status: Application of Wearable Technology to Identify Frailty during Unsupervised Condition. **Gerontology**, v. 63, n. 5, p. 479–487, 1 ago. 2017.

PONCIANO, V. *et al.* Is The Timed-Up and Go Test Feasible in Mobile Devices? A Systematic Review. **Electronics 2020, Vol. 9, Page 528**, v. 9, n. 3, p. 528, 23 mar. 2020.

ROSATI, S.; BALESTRA, G.; KNAFLITZ, M. Comparison of Different Sets of Features for Human Activity Recognition by Wearable Sensors. **Sensors 2018, Vol. 18, Page 4189**, v. 18, n. 12, p. 4189, 29 nov. 2018.

SEIMETZ, C. *et al.* A COMPARISON BETWEEN METHODS OF MEASURING POSTURAL STABILITY: FORCE PLATES VERSUS ACCELEROMETERS. **Biomedical sciences instrumentation**, v. 48, p. 386, 2012.

TULIPANI, L. J. *et al.* Metrics extracted from a single wearable sensor during sit-stand transitions relate to mobility impairment and fall risk in people with multiple sclerosis. [s.d.].

VAN LUMMEL, R. C. *et al.* Automated approach for quantifying the repeated sit-to-stand using one body fixed sensor in young and older adults. **Gait & Posture**, v. 38, n. 1, p. 153–156, 1 maio 2013.

VAVASOUR, G. *et al.* How wearable sensors have been utilised to evaluate frailty in older adults: a systematic review. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 18, n. 1, 1 dez. 2021.

YING, H. *et al.* Automatic step detection in the accelerometer signal. **IFMBE Proceedings**, v. 13, p. 80–85, 2007.

ZIJLSTRA, A. *et al.* Sit-stand and stand-sit transitions in older adults and patients with Parkinson's disease: event detection based on motion sensors versus force plates. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 9, n. 1, p. 75, 2012.

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, 1 fev. 2010.