



Universidade Federal do Pará
Núcleo de Teoria e Pesquisa do Comportamento
Programa de Pós-graduação em Neurociências e Comportamento

Eduardo Candido Veloso Ferreira

**VALIDADE E CONFIABILIDADE DO USO DE SENSORES DE
ACELERAÇÃO PARA AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO
MOTOR NO TESTE DE SENTAR E LEVANTAR**

Belém-PA

Mai 2022



Universidade Federal do Pará
Núcleo de Teoria e Pesquisa do Comportamento
Programa de Pós-graduação em Neurociências e Comportamento

**VALIDADE E CONFIABILIDADE DO USO DE SENSORES DE
ACELERAÇÃO PARA AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO MOTOR NO
TESTE DE SENTAR E LEVANTAR**

Eduardo Candido Veloso Ferreira

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Neurociências e Comportamento, do Núcleo de Teoria e Pesquisa Comportamental da Universidade Federal do Pará, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Neurociências e Comportamento.

Orientador: Prof. Dr. Anselmo de Athayde Costa e Silva

Coorientadora: Prof.(a) Dra. Bianca Callegari

Comissão Examinadora:

Prof. Dr.: Anselmo de Athayde Costa Silva

Prof. Dr.: Givago da Silva Souza

Prof. Dr.: André Cabral

Belém – PA

Mai 2022

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

- V432v Veloso Ferreira, Eduardo Candido.
VALIDADE E CONFIABILIDADE DO USO DE SENSORES
DE ACELERAÇÃO PARA AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO
MOTOR NO TESTE DE SENTAR E LEVANTAR / Eduardo
Candido Veloso Ferreira. — 2022.
64 f. : il. color.

Orientador(a): Prof. Dr. Anselmo de Athayde Costa E. Silva
Costa E. Silva

Coorientação: Prof. Dra. Bianca Callegari
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Pará, Núcleo
de Teoria e Pesquisa do Comportamento, Programa de Pós-
Graduação em Neurociências e Comportamento, Belém, 2022.

1. Validação. 2. Aplicativo de Smartphone. 3. Sensores
Inerciais. 4. Acelerômetro. 5. Sentar e Levantar em 30
segundos. I. Título.

DEDICATÓRIA

“A minha querida avó Marina dos Santos, que sempre será lembrada pelo carinho que tinha com todos os seus netos. A todas as vítimas da Covid-19 e seus familiares; em especial aos amigos Carlos Demétrio, Manoel Nascimento e Raimundo Nonato e a querida prima Ana Lúcia Veloso que será sempre lembrada pelo sorriso fácil e cativante.”

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus por iluminar meus caminhos e proteger minha família em momentos tão difíceis quanto ao que todas estamos passando em meio a pandemia de Covid-19.

Agradeço aos meus pais, Lúcio e Maria das Graças, por terem me dado o maior bem que os pais podem proporcionar aos seus filhos...EDUCAÇÃO! Sem ela não teria como chegar até aqui. A minha mãe sempre incansável em me apoiar e torcer por mim em todos os meus projetos. A minha madrinha e segunda mãe, Celeste, por todo o carinho e cuidado ao longo de toda a minha vida. Agradeço também aos meus familiares sempre me incentivando na busca do crescimento pessoal e profissional.

Agradeço a minha esposa Sabrina, por todo amor, compreensão e companheirismos ao longo desses anos. Agradeço ao meu filho Rafael, que tem sido meu porto seguro e a força que me inspira a ser um ser humano melhor a cada dia.

Aos amigos pelo apoio e incentivo.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Anselmo Costa e minha coorientadora Profa Dra. Bianca Callegari. Obrigado pela paciência, pelas oportunidades e auxílio na realização deste trabalho. Agradeço principalmente pelas trocas de conhecimentos e a possibilidade de desbravar uma nova área de conhecimento, que me cativou e contribuiu para uma nova perspectiva profissional.

Além disso, agradeço aos professores do Programa de Pós-graduação a nível de mestrado de Neurociências e Comportamento da Universidade federal do Pará – PPGNC / UFPA por contribuíam com minha formação acadêmica e profissional.

Ao Instituto de Ciências da Saúde – ICS e a coordenação do Laboratório de Estudos do Movimento Humano (LEMOH) da UFPA, por permitirem que minha pesquisa de campo pudesse ser realizada no laboratório. Agradeço amigos que fiz no LEMOH, Manoela, Gizelle, Karina e Anderson que contribuíram com a realização das coletas de dados do projeto. Agradeço ainda aos alunos que fizeram parte da amostra da pesquisa.

Agradeço aos amigos que fizeram parte da turma de 2019 do Mestrado de Neurociências e Comportamento da UFPA pelo apoio mútuo dado para que pudéssemos chegar até aqui.

Resumo:

Introdução. O uso de sensores inerciais tem se mostrado como um meio importante de avaliação do desempenho motor; com o desenvolvimento e sofisticação dos *smartphones*, pesquisas vêm sendo realizadas para o desenvolvimento de aplicativos de dispositivos móveis que possam extrair dados confiáveis de aceleração para quantificar e qualificar a execução de atividades funcionais. **Objetivo.** testar a validade e confiabilidade do uso de sensores de aceleração para avaliação do desempenho motor no teste de sentar e levantar em 30 segundos. **Método.** 25 sujeitos de ambos os sexos, foram avaliados em teste e 22 em reteste, com uso de *Smartphone* com *App* e sensor inercial posicionados à nível da quinta vértebra lombar, comparando seus desempenhos com a cinemática. A sincronização dos sinais de aceleração foi efetuada pela maior perturbação do centro de pressão (*CoP*) captados pela plataforma de força após um salto vertical inicial, com uso de rotinas específicas de análise para Software MatLab. Os ciclos foram cortados manualmente, extraindo 21 variáveis de análise por ciclo; cada ciclo foi dividido em 3 fases: impulso (P1), sentar/levantar (P2) e levantar/sentar (P3); nos permitindo observar o tempo de duração de cada ciclo, o número de ciclos realizados, a frequência de execução, suas áreas de aceleração positiva (AUC_+) e negativa (AUC_-) de cada fase; os picos máximos e mínimos de aceleração por fase, e suas variações de amplitude (Range). As análises estatísticas foram realizadas no *software* R-Studio; inicialmente aplicado o teste de Shapiro-Wilk para verificação da normalidade; posteriormente para validação de critério, foram empregadas com o teste de Correlação (*Pearson/Spearman*) e o gráfico Bland-Altman traçados com limites de concordância de 95%. A confiabilidade foi avaliada com o teste de Correlação Intraclass e Correlação (*Pearson/Spearman*). Os resultados foram então divididos em dois artigos que compararam individualmente o *App de Smartphone* e o sensor inercial relativos à cinemática. **Resultados.** Nossa hipótese obteve validação relativa ao padrão ouro em 85.71% das variáveis de análise do *App de Smartphone* e 95.23% no Sensor Inercial; apenas os tempos de P2 dos dois equipamentos e as AUC_+ P1 e AUC_+ P2 do *Smartphone* obtiveram valores de $r/\rho < 0.70$. A confiabilidade das aferições foi constatada em 76.19% das variáveis no *Smartphone* e Sensor Inercial; apenas os tempos de P1 Smartphone; P2 e P3 de ambos; AUC_- P3 do Sensor Inercial; Max Acc P2 e Min Acc P1 de ambos. Os instrumentos de avaliação se mostraram efetivos na observação do comportamento motor do CoM no teste funcional proposto, ainda que parcialmente.

Palavras-chave: Validação, Aplicativo de *Smartphone*, Sensores Inerciais, Acelerômetro Sentar e Levantar em 30 segundos.

Abstract:

Introduction. The use of inertial sensors has proven to be an important means of evaluating engine performance; in the development and sophistication of *smartphones*, research has been carried out for the development of mobile device applications that can extract reliable acceleration data to quantify and qualify the execution of functional activities. **Goal.** test the validity and reliability of the use of acceleration sensors to evaluate engine performance in the sit to stand in 30 seconds test. **Method.** 25 subjects of both sexes were evaluated in test and 22 in retest, using *Smartphone* with *App* and inertial sensor positioned at the level of the fifth lumbar vertebra, comparing their performances with the cinematic. The synchronization of acceleration signals was performed by the greater disturbance of the pressure center (*CoP*) captured by the force platform after an initial vertical jump, using specific analysis routines for MatLab Software. The cycles were cut manually, extracting 21 analysis variables per cycle; the cycle was divided into 3 phases: impulse (P1), sit to stand (P2) and stand to sit (P3); allowing us to observe the duration of each cycle, the number of cycles performed, the frequency of execution, its areas of positive acceleration (AUC_+) and negative acceleration (AUC_-) of each phase; maximum and minimum acceleration peaks per phase, and their range variations. Statistical analyses were performed *in* the R-Studio software; initially the Shapiro-Wilk test was applied to verify normality; later for criterion validation, they were used with the Correlation test (*Pearson/Spearman*) and the Bland-Altman chart tracing with 95% agreement limits. Reliability was assessed with the Intraclass Correlation and Correlation test (*Pearson/Spearman*). The results were then divided into two articles that individually compared the *Smartphone App* and the herbal sensor related to kinematics. **Findings.** Our hypothesis obtained validation regarding the gold standard in 85.71% of the app analysis variables and 95.23% in the Inertial Sensor; only the P2 times of the two devices and the AUC_+ P1 and AUC_+ P2 of the *Smartphone* have obtained $r/\rho < 0.70$ values. The reliability of the measurements was verified in 76.19% of the variables *in the Smartphone* and Inertial Sensor; only the times of P1 Smartphone; P2 and P3 of both; AUC_-P3 of the Inertial Sensor; Max Acc P2 and Min Acc P1 of both. The evaluation instruments were effective in observing the motor behavior of the CoM in the proposed functional test, although partially.

Keywords: Validation, *Smartphone App*, Inertial Sensors, Accelerometer, Sit to Stand in 30 seconds.

SUMÁRIO

Apresentação:	11
ARTIGO 1	16
RESUMO	16
1.1 Introdução:	17
1.2 Método:	19
1.2.1 Participantes:	19
1.2.2 Ambiente experimental e protocolo:	20
1.2.3 Procedimentos:	20
1.2.4 Análise de dados:	22
1.2.5 Análise estatística:	24
1.3 Resultados	25
1.3.1 Teste para validação de critério do <i>App. Momentum</i> na avaliação do desempenho no sentar e levantar de 30 segundos.	25
ARTIGO 2	33
RESUMO	33
2.1 Introdução:	36
2.2 Método:	37
2.2.1 Participantes:	37
2.2.2 Ambiente experimental e protocolo:	38
2.2.3 Procedimentos:	38
2.2.4 Análise de dados:	40
2.2.5 Análise estatística:	42
2.3 Resultados	43
2.3.1 Teste de validação do Sensor Inercial.	43
2.4 Discussão:	47
Conclusões:	50
REFERÊNCIAS	51
ANEXO I	57
ANEXO II	58
APÊNDICE I	59
APÊNDICE II	60
APÊNDICE III	61

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Protocolo experimental StS 30s.....	22
Figura 2. Sincronização dos sinais dos equipamentos.....	23
Figura 3. Definição das fases do ciclo de movimento no Sentar e Levantar para a Cinemetria (A) e <i>Momentum</i> (B).....	24
Figura 4. Gráfico Bland-Altman para exclusão de viés sistemático de análise concorrente Cinemática X App.Momentum.	27
Figura 5. Protocolo experimental StS 30s.....	40
Figura 6. Sincronização dos sinais dos equipamentos.....	41
Figura 7. Definição das fases do ciclo de movimento no Sentar e Levantar para a Cinemetria (A) e Sensor Inercial (B).	42
Figura 8. Gráfico Bland-Altman para exclusão de viés sistemático de análise concorrente Cinemática X Sensor Inercial.....	45

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	20
Tabela 2	26
Tabela 3	28
Tabela 4	38
Tabela 5	43
Tabela 6	46

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Acc Aceleração

ACC Acelerômetro

App. Aplicativo

AUC⁻ Área de aceleração negativa

AUC⁺ Área de aceleração positiva

CoM Centro de Massa

CoP Centro de Pressão

LEMOH Laboratório de Estudos da Motricidade Humana

Max Acc P1 Máxima aceleração da fase 1

Max Acc P2 Máxima aceleração da fase 2

Max Acc P3 Máxima aceleração da fase 3

Min Acc P1 Mínima aceleração da fase 1

Min Acc P2 Mínima aceleração da fase 2

Min Acc P3 Mínima aceleração da fase 3

SI Sensor Inercial

SNC Sistema Nervoso Central

StS 30s Sentar e Levantar em 30 segundos

Apresentação:

O estudo do movimento humano é uma tarefa complexa e desafiadora; objeto de pesquisas multidisciplinares, que integram o trabalho de pesquisadores em diferentes abordagens e distinções (Silva & Galeazzo, 2013). Para melhor compreender o movimento humano; não podemos nos furtar de investigar suas bases para execução, pois segundo Barela (2000), devemos considerar o funcionamento do sistema de controle postural na coordenação e controle dos segmentos corporais com base nas aferências sensoriais e ativação motora apropriada.

As aferências sensoriais, podem ser provenientes dos sistemas visual, vestibular, auditivo e somatossensorial; e auxiliam o Sistema Nervoso Central (SNC) na realização de ajustes posturais (Kleiner, Schlittler, & Arias, 2011). No entanto, o sistema de controle postural é muitas vezes esquecido por operar em um nível automático e não voluntário; que tem como principais objetivos a orientação e equilíbrio posturais (Horak, 2009).

A orientação postural envolve o controle ativo do alinhamento e posicionamento do corpo em relação à gravidade, superfície de suporte, ambiente visual e referências internas; já o equilíbrio postural, envolve a coordenação de estratégias sensório-motoras para estabilizar o centro de massa do corpo (*CoM*) dentro das bases de suporte (Horak, 2006). Esses ajustes posturais são compensações estratégicas de movimento, reguladas por feedback sensorial para retomada do equilíbrio postural durante uma perturbação (Jeon et al., 2019)

Dada a importância da manutenção do equilíbrio para o bom desempenho em atividades cotidianas, se faz necessária avaliação deste critério de desempenho motor. Uma vez que, autores consideram que a avaliação quantitativa de uma função motora é fundamental para mensuração da eficácia das abordagens de intervenção empregadas no tratamento clínico (Cippitelli et al., 2015). Para tal, frequentemente se faz uso de testes funcionais já validados, para predição das condições clínicas necessárias para a função de equilíbrio, que necessita de capacidades funcionais como força, flexibilidade e propriocepção (Kosse et al., 2015). Os testes funcionais clinicamente empregados com o objetivo de efetuar uma avaliação funcional da estabilidade postural são amplamente utilizados devido à sua praticidade de aplicação em ambientes de consultório (Ozinga & Alberts, 2014).

Se definirmos capacidade funcional como o potencial que um indivíduo apresenta para decidir e atuar em sua vida cotidiana de forma independente (Barbosa et al., 2014); temos que, os testes funcionais visam avaliar as medidas de desempenho em determinada área ou função

corporal, para determinação do grau de debilidade ou habilidade para cada tarefa funcional desempenhada nas atividades diárias (Rikli & Jones, 1999).

Instrumentos de avaliação de desempenho funcional se tornam cada vez mais importantes em virtude do crescente envelhecimento da população mundial, com estimativas de até 2030, a maior parte dos países apresentarem uma população idosa correspondente a 50% dos habitantes (Rivolta et al., 2019). Trazendo com isso um alerta; uma vez que, entre 50-80 anos estima-se uma perda de 1% de massa magra por ano, o que pode interferir na força e equilíbrio desta população (Moreira et al., 2017; Cerrito et al., 2015).

Rastrear os declínios funcionais ocasionados pelo envelhecimento populacional é de fundamental importância para identificação precoce dos agravos a saúde do idoso; com uso de instrumentos mais precisos de identificação das mínimas alterações que leve a declínios funcionais nesta população (Kosse et al., 2015). Um dos testes utilizados na prática clínica para avaliação funcional é o teste de sentar e levantar da cadeira em 30 segundos (Farqalit & Shahnawaz, 2013; Rikli & Jones, 1999). Sua importância baseia-se no fato da atividade de sentar e levantar ser um pré-requisito funcional para a realização das atividades de vida diária (Martinez-Hernandez & Dehghani-Sanij, 2019), e a mesma sofrer um declínio com o avanço da idade, necessitando muitas vezes que o idoso busque ajuda de terceiros para realizar tal tarefa (A. Zijlstra et al., 2012).

O referido teste foi primeiramente validado na composição de uma bateria de testes de performance desenvolvido para avaliar os principais parâmetros físicos de delineamento da força corporal, necessários para uma boa mobilidade funcional em idosos independentes (Jones et al., 1999; Rikli & Jones, 1999). Na pesquisa de Jones et al. (1999) a validação do teste se deu em comparação com a execução do teste de uma repetição máxima (1RM), com desempenho avaliado no equipamento *leg-press* que apresentou correlação de $r=0.78$ e $r=0.71$ para grupos de homens e mulheres respectivamente. A confiabilidade, avaliada de 2 à 5 dias após o teste inicial, foi $R_{ICC}= 0.86$ (0.77-0.90) e $R_{ICC}=0.92$ (0.87-0.95) para homens e mulheres respectivamente. Considera-se um score de 0 a 20, onde 20 corresponde a classe de indivíduos altamente aptos (Rikli & Jones, 1999).

Uma objeção feita inicialmente aos testes funcionais é que fornecem apenas informações globais sobre a capacidade de equilíbrio, com precisão limitada para detectar pequenas alterações posturais em grupo especiais (Kosse et al., 2015). Para buscar novas formas de avaliar e quantificar os testes funcionais, vem se fazendo uso de métodos de observação e quantificação do movimento humano já consagrados e validados, tais como cinemetria; plataforma de força; em observação combinada ou individual de cada instrumento (Hellec et

al., 2020; Parvaneh et al., 2017; Millor, Lecumberri, Gomez, et al., 2013; A. Zijlstra et al., 2012). Bem como, o emprego de sensores inerciais, para captação dos dados de aceleração dos eixos cartesianos (X-Y-Z), e utiliza-los como pontos de observação dos padrões de movimento humano (Arcuria et al., 2020; Della Mea et al., 2017).

Os sensores inerciais utilizados na análise do movimento, são geralmente compostos por acelerômetros triaxiais; giroscópios e magnetômetros, podendo conter outros sensores. Os acelerômetros captam os parâmetros de aceleração estática, expressa pela ação da gravidade e a aceleração dinâmica, que pode ser observada por exemplo em condições de vibração (Culhane, O'connor, Lyons, & Lyons, 2005); o giroscópio tem a função de detectar a taxa de mudança de orientação ou velocidade angular; já o magnetômetro, detecta a orientação do dispositivo em relação ao campo magnético da terra (Saha et al., 2018).

Com auxílio desses instrumentos de quantificação do movimento, o teste de sentar e levantar vem sendo utilizado com objetivos mais variados; tais como para mensurar as forças isocinéticas exercidas pelos membros inferiores; onde se demonstrou que a aprimoração do método de medição pode aumentar a precisão e a objetividade dos resultados, para avaliação da força e potência muscular dos membros inferiores, em contextos clínicos de cuidados preventivos de adultos mais velhos (Tsuji et al., 2015).

A mensuração da força mínima necessária para os membros inferiores realizarem a função de sentar e levantar também foi objeto de estudo em pesquisas anteriores (Yoshioka, Nagano, Hay, & Fukashiro, 2012). Bem como, as ações biomecânicas necessárias para execução dos atos de sentar e levantar e suas respostas para retomada de equilíbrio (Spyropoulos et al., 2013). Uso de câmeras para captação de movimento (cinemetria) e sensores inerciais foram empregados em pesquisas, com objetivo de dar maiores informações sobre a estabilidade postural do tronco na realização dos testes aplicados, e fornecer dados mais precisos de quantificação do equilíbrio e risco de quedas em idosos nas avaliações clínicas (Martinez-Hernandez & Dehghani-Saniij, 2019; Cerrito et al., 2015; Ozinga & Alberts, 2014; Howcroft, Kofman, & Lemaire, 2013; Millor, Lecumberri, Gomez, et al., 2013).

É relatada na literatura que utiliza sensores inerciais, que para identificação do movimento de sentar e levantar baseados nos eixos de aceleração; os equipamentos são instalados preferencialmente na região anterior do tórax ou na cintura (Saha et al., 2018). Outros autores ainda relatam índices de alto desempenho para o posicionamento dos equipamentos no tórax e cintura (97,5% e 97,0% respectivamente); e quando se utiliza de abordagens multissensoriais, os locais preferenciais para a instalação de sensores também incluem as

extremidades do corpo (pulsos e tornozelos); com índices de desempenho de 90% e 99,4% respectivamente (Silva & Galeazzo, 2013).

Com o desenvolvimento e sofisticação dos aparelhos de telefonia móvel, os chamados *Smartphones*, que já apresentam em sua composição sensores inerciais triaxiais (acelerômetro e giroscópio) (Kosse et al., 2015); despertou-se o interesse de investigação sobre a capacidade destes equipamentos em fornecer dados que corroborem a análise dos padrões de aceleração do corpo e sua interpretação quanto à direção do movimento, velocidade, força (Viecelli et al., 2020) e estabilidade corporal em diferentes populações (Capela et al., 2016) ou condições clínicas (Rosati et al., 2018). O que possibilitaria realizar avaliações com dados mais robustos sobre a qualidade do desempenho do sujeito no teste funcional proposto (Martinez-Hernandez & Dehghani-Sanij, 2019; Cerrito et al., 2015; Ozinga & Alberts, 2014; Howcroft, Kofman, & Lemaire, 2013; Millor, Lecumberri, Gomez, et al., 2013; Millor, Lecumberri, Gómez, et al., 2013).

Os pesquisadores ainda citam a possibilidade do uso dos *smartphones* como uma forma de reduzir os custos com a implementação de sistemas de análise do movimento (Arcuria et al., 2020), quando comparados a sistemas mais tradicionais, que apresentam custos maiores de implantação; e que impossibilitam seu uso para replicação de pesquisas em ambientes fora de laboratório (Millor, Lecumberri, Gomez, et al., 2013). Porém, para que essa possibilidade de um sistema de análise de movimento mais acessível possa se tornar realidade, se faz necessária a validação de instrumentos dentro das funções de observação pretendidas, como na avaliação do sentar e levantar. Sendo assim, o emprego de *Smartphone* com *App* desenvolvidos para análise do movimento por meio da captação dos dados de aceleração, vem sendo testado em pesquisas (Marques et al., 2021; Bergquist et al., 2020; Della Mea et al., 2017; Chan et al., 2016).

Para melhor compreensão sobre o comportamento motor do tronco no desenvolvimento de atividades funcionais, como o teste de sentar e levantar da cadeira em 30 segundos, foi observado os limites tridimensionais de equilíbrio e sua relação com eventuais oscilações do *CoM* durante a tarefa; uma vez que o referido teste funcional é utilizado para avaliação do risco de quedas em idosos (Hsieh, Roach, Wajda, & Sosnoff, 2019). Isso é válido, uma vez que, o limite estabilidade corporal é definido como a área sobre a qual um indivíduo pode mover seu *CoM* e manter o equilíbrio sem alterar a base de suporte; estando limitado pelo alcance articular; força muscular e informações disponíveis para detectar os limites de estabilidade (Horak, 2006).

Estas estratégias de instrumentação para avaliação, estão se tornando formas interessantes para ajudar os profissionais da área da saúde (da Silva & Galeazzo, 2013).

Possibilitando a quantificação ou avaliação do nível e do tipo de atividade física de um indivíduo, assim como observar a ocorrência do estilo de vida sedentário; monitoramento remoto de pacientes ou idosos em seu ambiente doméstico, como parte de um *AAL (Ambient Assisted Living)* (Rosati et al., 2018; Silva & Galeazzo, 2013). Uma vez que, segundo Hsieh et al. (2019), as quedas são responsáveis pelo afastamento dos idosos das atividades, descondicionamento fisiológico e redução da qualidade de vida; figurando ainda como a principal causa de mortes por acidentes em pessoas com mais de 65 anos, colocando a instabilidade postural como um importante preditor para o risco de quedas nesta parcela da população.

Neste contexto, empregamos a avaliação do desempenho motor no teste de sentar e levantar em 30 segundos, pela observação dos ciclos de sentar e levantar em três fases, assim como proposto primeiramente por Millor, Lecumberri, Gomez, et al. (2013); que além de observar as fases de sentar para levantar e levantar para sentar, incluiu a observação da fase de impulso. E desta forma, temos a descrição do ciclo de sentar e levantar como a fase de impulso inicial (P1) que corresponde aos ajustes do tronco para a tomada de impulso para sair da cadeira. A fase de sentar para levantar (P2) representada pela saída da cadeira, finalizando na postura completamente entendida do tronco e joelhos. E a fase de levantar para sentar (P3), como o retorno da postura de pé para a postura sentada inicial, com completa descarga de peso sobre o assento da cadeira.

As três fases de cada ciclo do teste funcional foram avaliadas por meio de variáveis de análise temporal (representadas pela duração total de cada ciclo e pelo tempo de cada fase do ciclo); variáveis de parâmetros de aceleração, que corresponderam as áreas de aceleração positiva e negativa de cada fase; os picos máximos e mínimos de aceleração por fase, bem como a amplitude de variação entre os picos máximos e mínimos. E nesta pesquisa, adicionamos aos parâmetros de observação o número de ciclos executados e a frequência de execução por ciclo. Totalizando 21 variáveis para observação dos ciclos.

Para que desta forma, podessemos avaliar a eficiência de dois sensores de aceleração; um contido em um dispositivo móvel que permitiu a extração de dados via aplicativo desenvolvido para o sistema *android* e outro per meio de um sensor inercial comercial. Os quais foram utilizados para observação do comportamento motor do *CoM* no teste de sentar e levantar da cadeira em 30 segundos. Verificando a validade das métricas extraídas, e sua confiabilidade em teste e reteste. Tendo seus resultados apresentados em formato de dois artigos como seguem.

ARTIGO 1¹

VALIDADE E CONFIABILIDADE DE UM APLICATIVO DE DISPOSITIVOS MÓVEIS PARA AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO MOTOR NO TESTE DE SENTAR E LEVANTAR

Eduardo Veloso Ferreira^{1,2}, Bianca Callegari^{2,5,7}, Anderson Moraes², Manuela Duarte², Gizele Almeida², Karina Sá², Enzo Santos³ e Gustavo Pinto³, André Cabral⁴, Givago Souza^{5,6,7}, Anselmo Silva^{2,5,6}

1 Programa de Pós Graduação em Neurociências e Comportamento, Universidade Federal do Pará, Belém, PA, Brasil.

2 Laboratório de Estudos da Motricidade Humana, Belém, PA, Brasil

3 Instituto de Ciências Exatas e Naturais, Universidade Federal do Pará, Belém, PA, Brasil.

4 Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade do Estado do Pará, PA, Brasil.

5 Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento, Universidade Federal do Pará, Belém, PA, Brasil.

6 Instituto de Ciências Biológicas, Universidade Federal do Pará, Belém, PA, Brasil.

7 Núcleo de Medicina Tropical, Universidade Federal do Pará, Belém, PA, Brasil.

Agradecimentos

Nós Agradecemos a Universidade Federal do Para (PROPESP: reitoria de pesquisa e pós graduação)

Autor correspondente:

Anselmo^{2,5,6}

Rua, Belém, Pará, CEP: , Brasil

Endereço de e-mail: anselmocs@ufpa.br

RESUMO

Introdução. Nesta pesquisa se propôs testar a validade e confiabilidade de um aplicativo de dispositivo móvel para captação dos sinais de aceleração do centro de massa corporal, na análise e descrição de eventos no teste de sentar e levantar em 30 segundos.

¹ PeerJ - The Journal of Life and Environmental Sciences. ISSN: 2167-8359.

Método. Em uma amostra de 25 sujeitos adultos jovens saudáveis, se fez uso de um *smartphone* com aplicativo desenvolvido para sistema *android* instalado, posicionados à nível da quinta vértebra lombar, comparando seus desempenhos com o sistema de cinemática; que nesta pesquisa foi considerado o padrão ouro de avaliação. A sincronização dos sinais de aceleração foi efetuada com os parâmetros do centro de pressão, captados pela plataforma de força em um salto vertical inicial; posteriormente se observou o comportamento motor do centro de massa corporal na execução da tarefa. Os dados foram processados *off line*, em rotinas desenvolvidas para o software MatLab, para observação do eixo de longitudinal e descrição dos ciclos de eventos; sendo extraídas 21 variáveis de análise. Cada ciclo de movimento foi dividido em 3 fases: impulso (P1), sentar/levantar (P2) e levantar/sentar (P3); nos permitindo observar o tempo de duração de cada ciclo, o número de ciclos realizados, a frequência de execução, suas áreas de aceleração positiva e negativa de cada fase; os picos máximos e mínimos de aceleração por fase, bem como a amplitude entre os picos máximos e mínimos. As médias de cada variável foram então testadas no programa RStudio quanto a normalidade da amostra com teste de Shapiro-Wilk; posteriormente análise validação de critério com o Teste de Correlação (Person ou Spearman); e os gráficos de *Bland-Altman* com seus limites de concordância de 95 %, traçados para comparar os valores médios dos equipamentos. A confiabilidade foi avaliada com o Teste de Correlação (Person ou Spearman) e para exclusão de viés sistemático se aplicou o Teste de Correlação Intraclasse (ICC).

Resultados Nossa hipótese obteve validação relativa ao padrão ouro em 85.71% das variáveis de análise do *App*. de *Smartphone*; apenas os tempos de P2; e as acelerações em $AUC_+ P1$ e $AUC_+ P2$ obtiveram valores de $r/\rho < 0.70$. A confiabilidade das aferições foi constatada em 76.19% das variáveis; apenas os tempos de P1; P2 e P3; e as acelerações em $Max Acc P2$ e $Min Acc P1$ apresentaram $ICC < 0.70$. O *App* de dispositivos móveis se mostrou efetivo na observação do comportamento motor do CoM no teste funcional proposto, ainda que parcialmente.

Palavras-chave: Validação, Acelerometria, Sensores Inerciais, Sentar e Levantar em 30 segundos.

1.1 Introdução:

A habilidade de sentar e levantar, tem sido demonstrada como um pré-requisito funcional importante para a avaliação da mobilidade em condições clínicas variadas, e sobre o envelhecimento populacional (Jeon et al., 2019). Uma vez que, levantar-se da posição sentada ou sentar a partir da posição ortostática é uma das atividades mais executadas ao longo do dia

(Martinez-Hernandez & Dehghani-Sani, 2019; González Rojas et al., 2018, Farqalit & Shahnawaz, 2013; A. Zijlstra et al., 2012). Para avaliar esta habilidade diária, foi validado o teste funcional de sentar e levantar da cadeira em 30 segundos (STS 30s), compondo uma bateria de teste de avaliação física funcional (Jone et al., 1999). Seu objetivo, era quantificar o número de repetições executadas pelo sujeito avaliado, para predizer sobre suas condições de força e flexibilidade nos membros inferiores (Rikli & Jones, 1999).

Na busca de dar informações com dados mais robustos sobre o desempenho na função, pesquisas vêm sendo desenvolvidas com emprego de sensores inerciais (Arcuria et al., 2020; Della Mea et al., 2017) para captação dos dados de aceleração dos eixos cartesianos (X-Y-Z); utilizando-os como pontos de observação dos padrões de movimento humano. Com o desenvolvimento e sofisticação dos aparelhos de telefonia móvel (*smartphones*), que já apresentam em sua composição sensores inerciais triaxiais (acelerômetro e giroscópio) (Kosse et al., 2015); despertou-se o interesse de investigação sobre a capacidade destes equipamentos em fornecer dados que corroborem para a análise dos padrões de aceleração do corpo e sua interpretação quanto a direção do movimento, velocidade, força (Viecelli et al., 2020) e estabilidade corporal em diferentes populações (Capela et al., 2016) ou condições clínicas (Cuesta-Vargas et al., 2020; Roldán Jiménez et al., 2019).

Uma dificuldade encontrada é definir parâmetros que possam servir de referência para o reconhecimento e análise dos movimentos testados (Rosati et al., 2018). Pois, segundo dados de uma revisão sistemática (Millor et al., 2014) ainda não haveria um consenso sobre os pontos de análise mais efetivos para avaliar o desempenho motor no teste de STS 30s. No entanto, pesquisas buscam descrever melhor o padrão de movimento com os dados de aceleração; diferenciando as fases de sentar e levantar isoladamente (A. Zijlstra et al., 2012), ou incluindo em suas análises a fase de impulso para avaliação das perturbações iniciais do tronco, antes mesmo do sujeito sair da cadeira para a posição ortostática (Millor, Lecumberri, Gómez et al., 2013).

Apesar de estudos utilizarem parâmetros de análise extraídos com observação do domínio de frequência (Ahmed Bhuiyan et al., 2020); observações dos parâmetros de aceleração em domínio de tempo, foram apontadas como a melhor forma de relatar alterações biomecânicas comportamentais em atividades complexas (Rosati et al., 2018). Em pesquisas que fazem uso de aplicativos de *smartphone*, para extração de dados de aceleração no reconhecimento de atividade humana complexa; relatam a observação dos 3 eixos de movimento para reconhecimento de funções como perfil estático de sentar e levantar (Saha, 2018), e atividades dinâmicas como caminhar ou subir e descer escadas (Saha, 2018; Roy,

2016). No entanto, para o teste funcional STS 30s, a observação do eixo de Y se mostrou mais efetiva para marcar os ciclos de eventos; marcando os pontos de saída e retorno ao assento da cadeira (Cuesta-Vargas et al., 2020; Millor et al., 2014). Uma dificuldade relatada, é que muitas vezes não se consegue transpor os resultados encontrados para observações clínicas (Abou et al., 2021).

Desta forma, esta pesquisa teve como objetivo efetuar a validação de critério do uso de um aplicativo para dispositivos móveis, desenvolvido para o sistema *android*, para análise e descrição dos ciclos de eventos do teste de sentar e levantar da cadeira em 30 segundos; por meio da observação dos parâmetros de aceleração do centro de massa corporal (CoM); e verificar a confiabilidade das medidas entre teste e reteste.

1.2 Método:

1.2.1 Participantes:

A amostra foi composta por 25 sujeitos de ambos os sexos (13 mulheres e 12 homens); recrutados por conveniência e a triagem e avaliações da pesquisa foram realizadas no Laboratório do Movimento Humano (LEMOH) da Universidade Federal do Pará, localizado na Avenida Generalíssimo Deodoro, n 01 CEP 66055-240, Belém-PA. Para a fase de reteste tivemos três indivíduos retirados da amostra, em decorrência de alguma impossibilidade pessoal para comparecer ao laboratório (Tabela 1).

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 sentar e levantar da cadeira sem apoio das mãos. Esta pesquisa teve todos os seus procedimentos aprovados pelo Comitê de Ética da UFPA (Núcleo de Medicina Tropical - NMT, sob o parecer nº 3.966.255, CAAE: 28893219.4.0000.5172).

Tabela 1
Caracterização da amostra

VARIÁVEIS	TESTE	RETESTE
Total de Sujeitos	25	22
Sexo	13 M / 12 H	12 M / 10 H
Idade	27 ± 6.57	27.5 ± 6.57
Peso	73 ± 13.62	71.85 ± 14.25
Altura	1.68 ± 0.09	1.68 ± 0.08
IMC	25.69 ± 4.11	25.52 ± 4.17

Nota. Número de sujeitos, discriminando por sexo como mulher (M) e homem (H), seguido das médias e desvio padrão das características da amostra para as fases de teste e reteste.

1.2.2 Ambiente experimental e protocolo:

A pesquisa foi desenvolvida, em horário diurno, no laboratório de estudos da motricidade humano (LEMOH) da Universidade Federal do Para. A avaliação dos sujeitos se deu na execução do teste funcional de sentar e levantar da cadeira em 30 segundos (Figura 1); onde o avaliado deveria sentar e levantar de um banco de madeira (altura do acento de 43 cm, sem apoio de braços e costa) o maior número de repetições possíveis em 30 segundos conforme procedimento descrito por Jones et. al. (1999). Em cada fase foram feitos dois testes iniciais para compreensão da atividade e no terceiro teste, foram coletados os dados de aceleração do *CoM*.

1.2.3 Procedimentos:

Foi utilizado um aparelho *smartphone android* da marca *Samsung Galaxy* (modelo A10, peso 170g, com dimensões de 15,5x7x0,07cm, com sensores de acelerômetro e processadores Octa Core de velocidade de 2 GHz e 1,5 GHz); os dados de acelerometria foram captados e exportados via remota, por meio de um aplicativo desenvolvido para o sistema *android* em linguagem Java (*Momentun App*, taxa de amostragem de aproximadamente 63Hz) instalado previamente no *smartphone*. O conceito básico do código desenvolvido foi o uso da biblioteca Android SDK, que contém funções que permitem o acesso a sensores disponíveis em um dispositivo móvel. A saída do aplicativo é projetada para relatar oscilações em três eixos: vertical (Y), anteroposterior (Z) e mediolateral (X).

Como método padrão ouro de referência para a análise do movimento, foram utilizadas três câmeras de captação cinemática (cinemetria) da marca *SEMI MOTION*. (*SIMI*, Alemanha, frequência de amostragem de 120 Hz), seus dados foram transmitidos a um computador do LEMOH via cabos *USB* e mensurados no *software* que acompanha as câmeras.

Para marcar o ponto de partida das análises, sincronizando os dados dos dois instrumentos (*Momentum* e Câmeras de Cinemetria), foi utilizada uma plataforma de força (Biomec 400-041, EMG System do Brasil, Ltda., SP) com sensores de carga distribuídos em 50 cm² e conectados a um computador com o software EMG system; para captação de dados referente a perturbações sofridas no eixo vertical representadas pelo Centro de Pressão (*CoP*).

Na sequência os equipamentos foram fixados na região da quinta vértebra lombar (L5), por meio de um cinto adaptado, posicionando os aparelhos em camadas de dentro para fora como segue: *smartphone* e o marcador luminoso de análise das câmeras. O participante foi posicionado de pé sobre a plataforma de força; com um banco colocado atrás do sujeito, no nível da plataforma de força.

Os equipamentos de análise foram ligados, sendo solicitado que o participante desse um salto vertical; posteriormente sentava cruzando os braços a frente do tórax e ao sinal do avaliador (três, dois, um...vai!) era iniciado teste com marcação do tempo em cronômetro. Ao final do teste, os participantes foram orientados a permanecer sentados, em postura similar a inicial, até que os equipamentos fossem desligados. Após uma semana, cada indivíduo era submetido ao reteste para avaliar a confiabilidades dos parâmetros de análise.

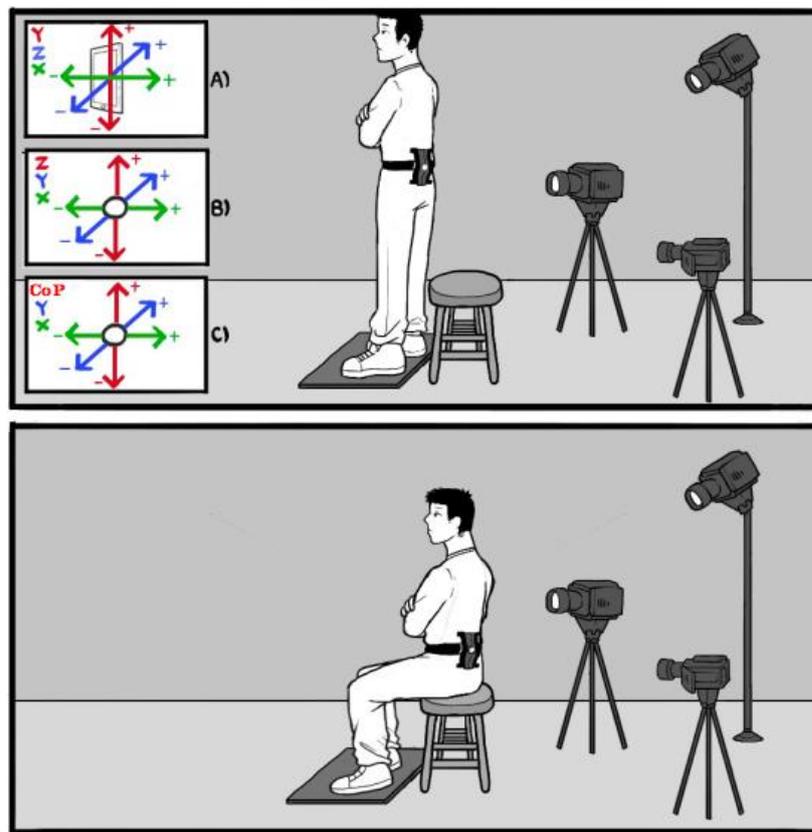


Figura 1. Protocolo experimental: com o sujeito de braços cruzados, sentado no banco, com os pés sobre a plataforma de força; smartphone dentro de um cinto adaptado e o marcador fotoluminescente sobre o cinto, posicionados sobre a quinta vértebra lombar. O indivíduo levanta e senta o maior número de vezes em 30 segundos. As figuras ‘A’ e ‘B’ representam os equipamentos de análise da aceleração e seus respectivos eixos: (A) *Smartphone* com *App. Momentum* e (B) *Cinemetria*. Assim como a *Plataforma de Força* (C) utilizada para sincronizar os sinais pela maior perturbação do *CoP*.

1.2.4 Análise de dados:

Os dados de aceleração do *CoM* foram processados e analisados offline no programa *MatLab* (*MathWorks, Natick, MA, EUA*), por uma rotina específica para cortes manuais dos ciclos de eventos, dividida em dois momentos. A rotina inicial foi utilizada para filtrar os dados de aceleração com remoção de ruídos, com uso de filtro de *Butterworth* passa-baixa de 2^o ordem, bem como a exclusão do componente gravitacional do *Smartphone* para posterior comparação dos dados com a *cinemetria*. A sincronização entre os dados de aceleração do “eixo Z” (câmeras) e “eixo Y” (*Momentum*) foi efetuada utilizando como referência a maior perturbação do *CoP*, captado pela plataforma de força, no retorno do salto vertical (Figura 2).

Após sincronização de sinais, a observação do eixo longitudinal na Cinemetria e *Momentum* passou a marcar os momentos de saída e retorno a cadeira.

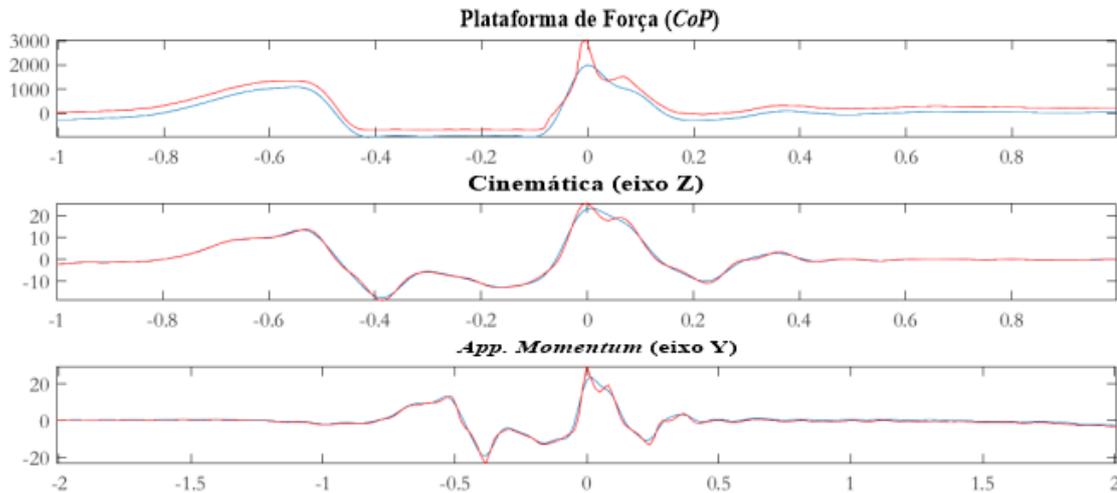
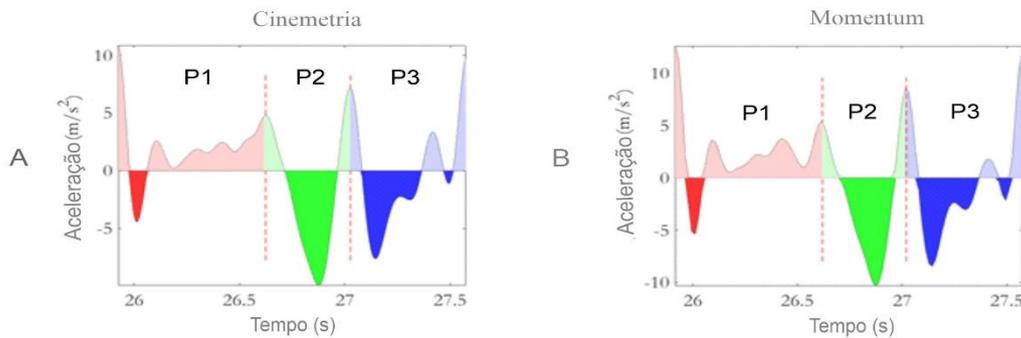


Figura 2. Maior perturbação do *CoP* (Plataforma de força) no retorno do saldo vertical, sincronizando com as acelerações dos eixos Z (Câmeras) e Y (App. Momentum). Estando a sincronização entre os instrumentos, marcada como o ponto zero, para início das observações do teste de sentar e levantar. A linha vermelha representa o sinal bruto dos equipamentos; a linha azul representa o sinal após filtragem pela rotina desenvolvida em *MatLab*, permitindo ajuste manual.

Uma segunda rotina de processamento dos dados foi utilizada para identificar os ciclos de eventos, sua duração, frequência de execução e fases do teste funcional proposto; extraindo 21 variáveis (Teste e Reteste) para cada sujeito da pesquisa. Cada ciclo de evento do sentar/levantar foi dividido em 3 fases de observação: Impulso (P1); Sentar-levantar (P2) e Levantar-sentar (P3). Para observação de parâmetros temporais de execução se fez uso das variáveis duração total de cada ciclo (P1+P2+P3) e dos tempos de execução em cada ciclo (P1, P2 e P3); sendo ainda observado o número de ciclos realizados e frequência de execução por ciclo.

A análise dos parâmetros de aceleração foi efetuada na observação das áreas de aceleração positiva (AUC+P1, AUC+P2 e AUC+P3) e negativa (AUC-P1, AUC-P2 e AUC-P3) para cada fase do ciclo. Nos permitindo observar os picos de aceleração máxima (ACCMAX-P1, ACCMAX-P2 e ACCMAX-P3) e mínima (ACCMIN-P1, ACCMIN-P2 e ACCMIN-P3) (Figura 3). Bem como, as amplitudes de variação das acelerações (RANG-P1, RANG-P2 e RANG-P3) que correspondem as diferenças entre os picos de aceleração máxima e mínima de cada fase do ciclo.

Ciclo de movimento por equipamento



Representação gráfica de um ciclo de movimento

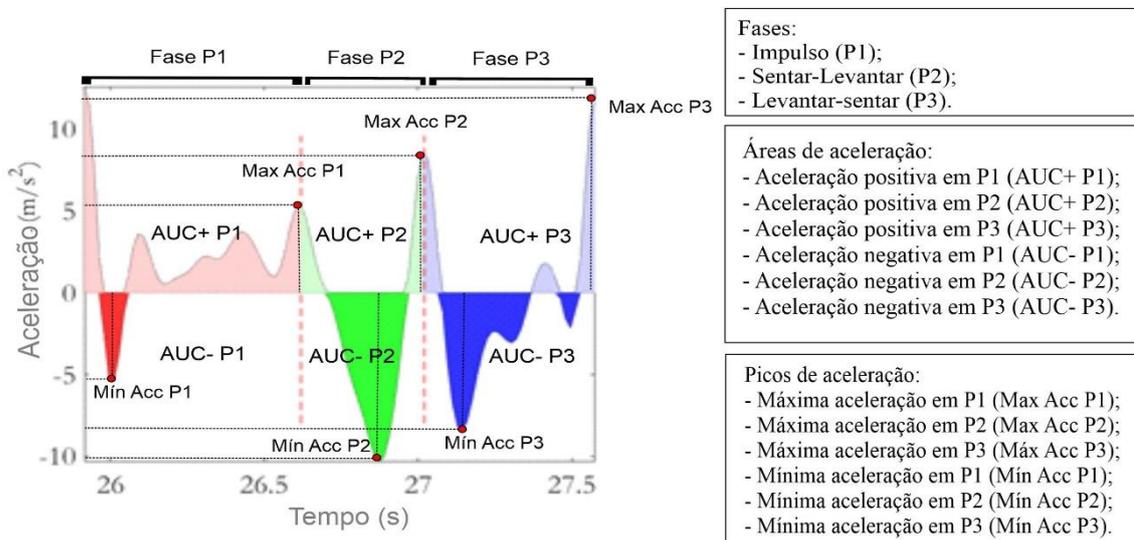


Figura 3. Definição das fases do ciclo de movimento no Sentar e Levantar para a Cinemetria (A) e *Momentum* (B): com uma linha tracejada vermelha dividindo os ciclos em fase de Impulso (P1) área em vermelho; fase Sentar-levantar (P2) área verde e fase Levantar-sentar (P3) área azul. Apresenta ainda os critérios de observação em cada fase, com suas áreas de aceleração positiva (AUC+) e negativa (AUC-). Com seus picos máximos (Máx Acc) e mínimos (Mín Acc) demonstrados pela linha preta tracejada.

1.2.5 Análise estatística:

Foi utilizado o *Software RStudio* e inicialmente verificada a normalidade da distribuição dos dados para cada variável estudada com o Teste de *Shapiro-Wilk*. Posteriormente calculada a média e desvio padrão de variáveis paramétricas, bem como a mediana e amplitude interquartil das variáveis não paramétricas. Com objetivo de efetuar a validação de critério, foi realizada a avaliação concorrente com o Teste de Correlação de *Person* (*r*) (paramétricos) e *Spearman* (*rho*) (não paramétricos). Os coeficientes de correlação foram interpretados com limiares de magnitude de 0 – 0,1: trivial; 0,1 – 0,3: pequena; 0,3 – 0,5: moderada; 0,5 – 0,7:

grande; 0,7 – 0,9: muito grande e 0,9 – 1,0: quase perfeita (Abbott et al., 2020). Em seguida, os gráficos de Bland-Altman foram traçados com limites de concordância de 95% para comparar os valores médios dos equipamentos; e a linha de regressão mostrando a tendência de distribuição dos dados.

A confiabilidade relativa e viés sistemático inter dispositivos foram avaliadas com o Teste de Correlação Intraclassa (*ICC*), adotando como valores de referência 0.5 (fraca), 0.5-0.75 (moderada), 0.75-0.90 (boa), 0.90-1 (excelente) (Al-Amri et al., 2018; Koo & Li, 2016; Shrout & Fleiss, 1979). Foram empregados ainda para avaliar a confiabilidade da relação entre teste e reteste os Testes de Correlação de *Person* (*r*) (paramétricos) e *Spearman* (*rho*) (não paramétricos). Para validação de critério e confiabilidade, foram aceitos valores $r/rho \geq 0.70$ e $ICC \geq 0.70$, respectivamente (Souza et al., 2017).

1.3 Resultados

1.3.1 Teste para validação de critério do *App. Momentum* na avaliação do desempenho no sentar e levantar de 30 segundos.

Das 21 variáveis de análise, 85.71% apresentaram validação relativa ao padrão ouro desta pesquisa. Uma vez que, os resultados da análise de correlação entre os dados captados pelos instrumentos de avaliação, apresentaram nas variáveis temporais, índices quase perfeitos ($r = 0.944 - 0.999$) para dados paramétricos e de moderado a quase perfeito nos dados não paramétricos ($rho = 0.408 - 1$). As variáveis de análise dos parâmetros de aceleração, demonstraram índices de correlação de grande a quase perfeito para dados paramétricos ($r = 0.698 - 0.974$) e não paramétricos ($rho = 0.685 - 0.963$). Neste contexto, apenas as variáveis P2, AUC₊ P1 e AUC₊ P2 não foram validadas, por apresentarem índices de $r/rho < 0.70$.

Na figura 4, os gráficos Bland-Altman demonstram maior conformidade entre as médias dos instrumentos concorrentes nas análises temporais de P1 e P3, e na área de aceleração em AUC₊ P3; descartando a possibilidade de viés sistemático. No entanto, para análise dos mesmos pontos de observação as variáveis P2, AUC₊ P1 e AUC₊ P2; apresentaram maior dispersão dos valores médios com tendências de distribuição proporcionalmente positiva em P2 e negativa AUC₊ P1 e AUC₊ P2, entre os instrumentos à medida que as médias de aceleração aumentam. Não sendo possível descartar a existência de viés sistemático para este ponto de análise.

Tabela 2

Resultado dos Testes de Correlação na análise de validação de critério do *App. Momentum*

Variáveis	Cinemetria	<i>Momentum</i>	<i>r</i> ou <i>rho</i>	<i>p</i> -valor
Duração Total (seg)	1.558(±0.222)	1.557(±0.223)	<i>r</i> = 0.999	< 0.000
P1 (seg)	0.567(±0.251)	0.572(±0.226)	<i>r</i> = 0.972	< 0.000
P2 (seg)	0.417(±0.080)	0.413(±0.049)	<i>rho</i> = 0.408	0.043
P3 (seg)	0.573(±0.074)	0.571(±0.076)	<i>r</i> = 0.944	< 0.000
Ciclos (n ⁰)	19.32(±2.996)	19.32(±2.996)	<i>rho</i> = 1	< 0.000
Frequência (Hz)	0.644(±0.099)	0.644(±0.099)	<i>rho</i> = 1	< 0.000
AUC ₊ P1	1.210(±0.248)	1.409(±0.372)	<i>r</i> = 0.698	0.000
AUC ₊ P2	0.340(±0.159)	0.249(±0.184)	<i>rho</i> = 0.685	0.000
AUC ₊ P3	0.751(±0.258)	0.642(±0.268)	<i>rho</i> = 0.713	< 0.000
AUC ₋ P1	0.215(±0.173)	0.260(±0.257)	<i>rho</i> = 0.881	< 0.000
AUC ₋ P2	1.117(±0.229)	1.086(±0.293)	<i>rho</i> = 0.870	< 0.000
AUC ₋ P3	0.933(±0.204)	0.975(±0.235)	<i>r</i> = 0.901	< 0.000
Max Acc P1 (m/s ²)	10.512(±4.341)	12.942(±5.655)	<i>rho</i> = 0.953	< 0.000
Max Acc P2 (m/s ²)	4.491(±1.534)	4.507(±2.364)	<i>rho</i> = 0.943	< 0.000
Max Acc P3 (m/s ²)	10.699(±4.339)	13.047(±5.767)	<i>rho</i> = 0.941	< 0.000
Min Acc P1 (m/s ²)	-3.241(±2.325)	-3.690(±2.625)	<i>r</i> = 0.898	< 0.000
Min Acc P2 (m/s ²)	-6.749(±1.869)	-6.557(±1.991)	<i>r</i> = 0.974	< 0.000
Min Acc P3 (m/s ²)	-6.280(±2.667)	-6.105(±2.517)	<i>rho</i> = 0.917	< 0.000
Amplitude P1	13.754(±5.897)	16.632(±7.440)	<i>rho</i> = 0.96	< 0.000
Amplitude P2	11.240(±3.260)	11.064(±4.127)	<i>rho</i> = 0.963	< 0.000
Amplitude P3	16.980(±6.163)	19.152(±7.292)	<i>rho</i> = 0.957	< 0.000

Nota. Variáveis de análise: tempos de duração total do ciclo e das fases de impulso (P1); sentar/lentar (P2); levantar/sentar (P3); número de ciclos e frequência de execução. Bem como as variáveis de aceleração: áreas de aceleração positiva (AUC₊) e negativa (AUC₋); picos máximos (Max Acc) e mínimos (Min Acc) de aceleração e suas amplitudes por fase. Apresentação das médias e desvio padrão das variáveis de estudo nos instrumentos de avaliação; com resultados do Teste de Correlação de *Pearson* (paramétricos) e *Sperman* (não paramétricos).

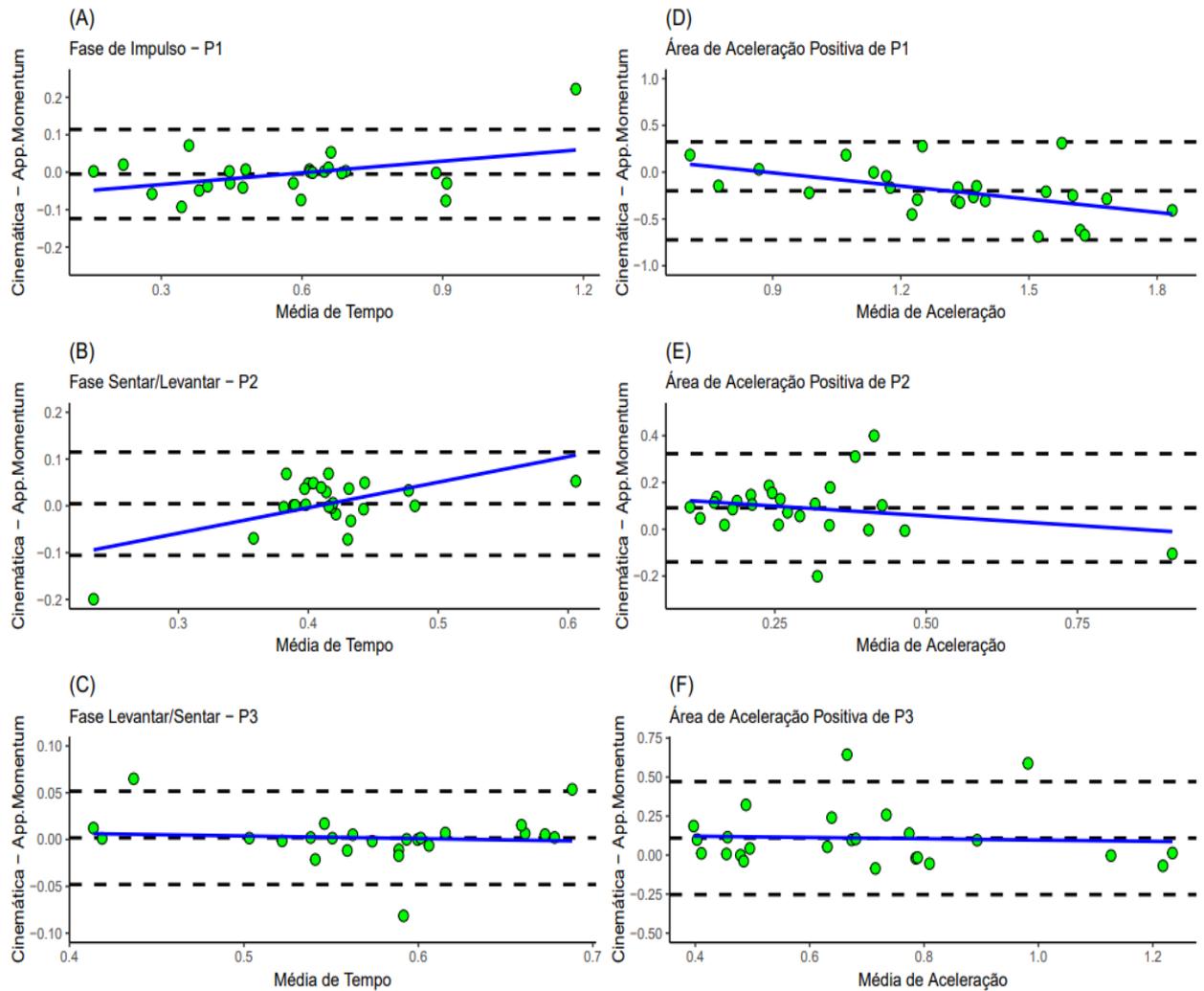


Figura 4. Gráfico Bland-Altman para exclusão de viés sistemático de análise concorrente Cinemática X *App. Momentum*. Com a linha preta tracejada central apresentando a concordância entre as médias e refletindo o erro sistemático; e as linhas tracejadas pretas superior e inferior os 95% dos limites de concordância para as variáveis temporais em P1 (A), P2 (B) e P3 (C) e variáveis de aceleração positiva em AUC₊ P1 (D), AUC₊ P2 (E) e AUC₊ P3 (F). A linha de regressão em azul no centro do gráfico, representa a tendência de distribuição das médias.

1.3.2 Avaliação da confiabilidade das aferições de cada método avaliativo nas fases de teste e reteste.

Na tabela 3 apresentamos os resultados da confiabilidade das médias coletadas por cada instrumentos de avaliação. Para a cinemática, observamos índices de *ICC* variando entre boa a fraca; sendo atestada a confiabilidade em 47.71% das variáveis (10 variáveis) que apresentaram índices de *ICC* > 0.70; representadas pelo tempo de P1 (*ICC* = 0.823), número de ciclos (*ICC* = 0.744), frequência (*ICC* = 0.744), AUC. P2 (*ICC* = 0.745), Max Acc P1 (*ICC* = 0.828) e P3

($ICC = 0.825$), Min Acc P2 ($ICC = 0.874$) e as Amplitudes de P1 ($ICC = 0.809$), P2 ($ICC = 0.860$) e P3 ($ICC = 0.860$). Na análise dos parâmetros do *App. Momentum* (tabela 3), foram observados valores de ICC variando entre excelente e fraca, sendo comprovada a confiabilidade em 76.19% das variáveis (16 variáveis) que apresentaram índices de $ICC > 0.70$. Não sendo possível descartar viés sistemático em apenas 5 variáveis: tempos de P1 ($ICC = 0.279$), P2 ($ICC = -0.003$) e P3 ($ICC = 0.485$); Max Acc P2 ($ICC = 0.674$) e Min Acc P1 ($ICC = 0.521$).

A relação entre as variáveis em teste e reteste da Cinemetria (Tabela 3), demonstraram valores de correlação positivas fracas nas variáveis de aceleração em AUC₊ P2 ($\rho = 0.242$) e AUC₋ P3 ($r = 0.195$); as demais variáveis apresentaram índices de correlação de moderado a muito grande ($r = 0.546 - 0.777$) nas paramétricas e de moderado a quase perfeito ($\rho = 0.501 - 0.907$) em não paramétricas para todos os pontos de análise. Ainda na Tabela 3, na avaliação do *App. Momentum*, as variáveis temporais apresentaram índices de correlação positiva muito grande ($r = 0.790$) nas paramétricas e de moderado a grande ($\rho = 0.391 - 0.609$) em não paramétricas. A avaliação dos parâmetros de aceleração demonstrou índices de correlação positiva de grande a muito grande ($r = 0.632 - 0.849$) nas paramétricas e de moderado a muito grande ($\rho = 0.496 - 0.892$) em não paramétricas.

Tabela 3

Resultado da Correlação entre as médias de Teste e Reteste por Instrumento.

Variáveis	Teste de confiabilidade para as 21 variáveis de observação.							
	Cinemetria				Momentum			
	ICC	P	r/rho	P	ICC	P	r/rho	P
Duração Total (seg)	0.675	< 0.000	r = 0.777	< 0.000	0.817	< 0.000	r = 0.790	< 0.000
P1 (seg)	0.823	< 0.000	r = 0.771	< 0.000	0.279	0.226	$\rho = 0.461$	0.032
P2 (seg)	0.354	0.159	$\rho = 0.465$	0.030	-0.003	0.502	$\rho = 0.452$	0.035
P3 (seg)	0.460	0.079	r = 0.381	0.079	0.485	0.065	$\rho = 0.391$	0.072
Ciclos (n ⁰)	0.744	0.001	$\rho = 0.600$	0.003	0.744	0.001	$\rho = 0.600$	0.003
Frequência (Hz)	0.744	0.001	$\rho = 0.610$	0.002	0.744	0.001	$\rho = 0.609$	0.002
AUC ₊ P1	0.685	0.004	r = 0.562	0.006	0.856	< 0.000	r = 0.777	< 0.000
AUC ₊ P2	0.571	0.027	$\rho = 0.242$	0.276	0.743	0.001	$\rho = 0.597$	0.003
AUC ₊ P3	0.687	0.004	r = 0.546	0.008	0.800	0.000	$\rho = 0.758$	< 0.000
AUC ₋ P1	0.677	0.005	$\rho = 0.501$	0.018	0.900	< 0.000	$\rho = 0.747$	< 0.000

AUC. P2	0.745	0.001	rho = 0.907	< 0.000	0.868	< 0.000	rho = 0.892	< 0.000
AUC. P3	0.319	0.189	r = 0.195	0.384	0.739	0.001	rho = 0.658	0.001
Max Acc P1 (m/s ²)	0.828	< 0.000	rho = 0.748	< 0.000	0.765	0.000	rho = 0.679	0.000
Max Acc P2 (m/s ²)	0.671	0.006	rho = 0.551	0.008	0.674	0.005	rho = 0.496	0.020
Max Acc P3 (m/s ²)	0.825	< 0.000	rho = 0.758	< 0.000	0.761	0.000	r = 0.632	0.001
Min Acc P1 (m/s ²)	0.673	0.006	rho = 0.614	0.002	0.521	0.046	rho = 0.635	0.001
Min Acc P2 (m/s ²)	0.874	< 0.000	r = 0.776	< 0.000	0.917	< 0.000	r = 0.849	< 0.000
Min Acc P3 (m/s ²)	0.503	0.055	rho = 0.523	0.013	0.780	0.000	rho = 0.661	0.001
Amplitude P1	0.809	0.000	rho = 0.634	0.001	0.777	0.000	rho = 0.682	0.000
Amplitude P2	0.860	< 0.000	r = 0.747	< 0.000	0.858	< 0.000	rho = 0.782	< 0.000
Amplitude P3	0.860	< 0.000	rho = 0.767	< 0.000	0.835	< 0.000	rho = 0.683	0.000

Nota. Apresentação dos dados de correlação intraclasse para os instrumentos de avaliação, bem como os dados de correlação de *Person* em dados paramétricos e *Spearman* em não paramétricos.

1.4 Discussão:

Esta pesquisa teve o objetivo validar o uso de um *App.* desenvolvido para android, para extrair dados de aceleração de um *smartphone*; para posterior análise e descrição dos ciclos de movimento do teste de sentar e levantar da cadeira em 30 segundos. Fazendo uso do eixo de “Y” como ponto de observação do comportamento motor do *CoM*; e verificar sua confiabilidade das médias de análise em teste e reteste. Nossa hipótese era que o *App.* seria capaz de fornecer dados mais substanciais para quantificar e avaliar o desempenho motor da análise do eixo ‘Y’ (longitudinal). Assim como utilizado em trabalhos anteriores para melhor observação das fases de saída e retorno a cadeira, favorecendo o detalhamento sobre os ciclos de movimento na tarefa funcional proposta (Cuesta-Vargas et al., 202; Millor, Lecumberri, Gomez, et al., 2013; W. Zijlstra et al., 2010).

Com os resultados apresentados, tivemos nossa hipótese parcialmente respondida, com validação relativa ao padrão ouro em quase todas as variáveis de análise temporal, exceto o tempo de P2 que apresentou apenas correlação moderada ($rho = 0.408$) para quantificação do teste funcional proposto. As demais variáveis temporais com índices quase perfeitos de correlações positivas. Na avaliação das variáveis de observação das acelerações, nossa hipótese teve validação para quase todas as variáveis exceto as AUC₊ P1 ($r = 0.698$) e AUC₊ P2 ($rho = 0.685$), que apresentaram correlações grandes, não correspondendo aos parâmetros de validação

($r/\rho > 0.70$); as demais variáveis foram validadas com correlações positivas de muito grande a quase perfeitas, relativa à cinemática. No teste de confiabilidade, para exclusão de viés sistemático interdispositivo; constatamos uma confiabilidade parcial das médias das variáveis temporais, com $ICC < 0.70$ apenas nas variáveis temporais de P1, P2, P3 e nas acelerações em Max Acc P2 e Min Acc P1. As demais variáveis temporais e de aceleração tiveram sua confiabilidade relativa ao padrão ouro.

A escolha da observação do *CoM* para análise do movimento no teste empregado, se deu, uma vez que em pesquisas anteriores; apresentaram resultados de desempenho de 97% para colocação de sensor único com posicionamento na cintura (Silva & Galeazzo, 2013). Este perfil de observação nos permitiu fazer uma investigação mais detalhada para diferenciar execuções entre indivíduos no teste de sentar e levantar em 30 segundos.

Pesquisas que favorecem observações sobre atividades funcionais como o teste de sentar e levantar em 30 segundo se fazem necessárias, uma vez que seu ponto de observação em desempenho é efetuado sobre uma atividade básica da vida diária, muito solicitada ao longo do dia (Parvaneh et al., 2017). Focando na descrição das ações em cada fase do teste para diferenciação entre grupos patológicos (Abou et al., 2021).

Os resultados de pesquisas prévias (Millor, Lecumberri, Gómez, et al., 2013) apontam a fase de impulso como sendo capaz de diferenciar a execução entre grupos; como grupos de frágeis e pré frágeis, este último com tempo maior de execução na referida fase. Parâmetros importantes na distinção dos grupos baseiam-se nos picos de aceleração e AUC_{\pm} . Observações estas que talvez justifiquem os achados de nossa pesquisa, que demonstraram melhora no desempenho de reteste com redução do tempo de execução nos dois instrumentos de avaliação, que levaram inclusive ao aumento na média de ciclos e frequência de execução do teste de sentar e levantar em 30 segundos.

Tal observação pode estar relacionado ao processo de aprendizado motor da tarefa, uma vez que em estudos sobre o aprendizado motor (Lagravinese et al., 2017), demonstram a ocorrência de adaptações motoras por aprendizado pela simples observação da ação; com melhora no desempenho e velocidade de execução da tarefa; mesmo em tarefas simples de apontamento do dedo a um alvo.

A análise temporal do teste *STS* foi objeto de pesquisa em trabalhos que buscavam avaliar as transições entre sentar-levantar e levantar-sentar com uso de sensor inercial único na região de L2-L4 (A. Zijlstra et al., 2012), comparando indivíduos com Parkinson e grupo controle, obtendo resultados de $ICC \geq 0.75$ na discriminação de grupos, exceto para a fase de levantar em pacientes com Parkinson. Em idosos, a avaliação se fez entre o movimento de

levantar e o tempo total da tarefa no teste de *STS*, obtendo correlações quase perfeitas de $r = 0.94$ e $r = 0.98$ para identificação de tempo em pé e tempo total respectivamente, para observações entre câmeras de vídeo e *smartphones* com *App*. Com uso de *smartphone*, Galán-Mercant *et al.* (2014) conseguiu identificar no teste de *Time Up Go (TUG)* as fases do levantar ($ICC = 0.819 / r = 0.991 - 0.842$) e sentar ($ICC = 0.987 / r = 0.992 - 0.877$). Resultados similares foram obtidos em nossa pesquisa para identificação do tempo total ($r = 0.999$) e fase de levantar-sentar ($r = 0.944$) com os valores médios relativo ao padrão ouro adotado.

A validação e confiabilidade de aplicativos para dispositivos móveis tem sido tema de trabalhos que procuram observar critérios cinemáticos temporais para avaliação qualitativa dos testes funcionais. Como realizado por Ozinga & Alberts (2014), que objetivou em sua pesquisa quantificar a estabilidade postural com uso de *Ipad* com *App*. instalado (*CC-BApp*) para avaliação concorrente a câmeras e plataforma de força, obtendo resultados de correlação de grande a quase perfeitas para análise de pico a pico ($r = 0.70-0.99$); resultados estes similares aos encontrados nesta pesquisa (Tabela 2). A avaliação da força máxima ($r = 0.86$) e tempo total ($r = 0.98$) apresentaram excelentes correlações entre o uso de *smartphones* relativo a plataforma de força (Cerrito *et al.*, 2015).

Tendo como base a literatura sobre o uso de aplicativos de *smartphone* para avaliação de critérios cinemáticos em testes funcionais, pode-se perceber uma área promissora de investigação que segundo Madhushri *et al.* (2017), podem permitir desenvolvimento de novas aplicações móveis de saúde. As limitações encontradas para arguições mais precisas, se dão pelo fato de os testes terem sido efetuados em uma população saudável, sem grandes limitações de força e mobilidade, não nos permitindo transpor estes resultados para situações clínicas.

O uso de cortes manuais com a rotina empregada no tratamento de dados pode ter contribuído para os valores baixos de correlação entre os instrumentos nas variáveis P2, AUC+ P1 e AUC+ P2; o que deve ser revisto em pesquisas futuras com implantação de uma rotina de cortes automáticos. Assim como, o controle melhor da tarefa executada; com tempo menor entre teste e reteste ou até mesmo teste em turnos diferentes no mesmo dia para tentar excluir ao máximo a ocorrência de viés sistemático que possam comprometer a confiabilidade dos resultados. A observação do desempenho nas três séries de execução (duas de ensaio e a terceira de mensuração) e não apenas na última série pode nos dar informações sobre o processo de aprendizado motor da tarefa e sua interferência nos tempos de cada fase e das acelerações captadas por fase do ciclo; para que assim possamos compreender melhor os resultados do teste de confiabilidade do *App. Momentum* apresentados para os índices de *ICC* nas variáveis P1, P2, P3, Max Acc P2 e Min Acc P1 apresentados nesta pesquisa.

No entanto, o uso do aplicativo de *smartphone* se mostrou efetivo nas observações acelerações do *CoM* na atividade funcional proposta, tendo como referência de observação do movimento as métricas utilizadas. Para trabalhos futuros, esperamos transpor as avaliações em diferentes populações, com idades e limitações funcionais diferentes, com objetivo de avaliar o desempenho das mesmas e possivelmente viabilizar o uso do referido aplicativo em ambiente externo de pesquisa e ambiente clínico.

ARTIGO 2²

VALIDADE E CONFIABILIDADE DE UM SENSOR INERCIAL PARA AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO MOTOR NO TESTE DE SENTAR E LEVANTAR

Eduardo Veloso Ferreira^{1,2}, Bianca Callegari^{2,5,7}, Anderson Moraes², Manuela Duarte², Gizele Almeida², Karina Sá², Enzo Santos³ e Gustavo Pinto³, André Cabral⁴, Givago Souza^{5,6,7}, Anselmo Silva^{1,2,5,6}

1 Programa de Pós Graduação em Neurociências e Comportamento, Universidade Federal do Pará, Belém, PA, Brasil.

2 Laboratório de Estudos da Motricidade Humana, Belém, PA, Brasil

3 Instituto de Ciências Exatas e Naturais, Universidade Federal do Pará, Belém, PA, Brasil.

4 Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade do Estado do Pará, PA, Brasil.

5 Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento, Universidade Federal do Pará, Belém, PA, Brasil.

6 Instituto de Ciências Biológicas, Universidade Federal do Pará, Belém, PA, Brasil.

7 Núcleo de Medicina Tropical, Universidade Federal do Pará, Belém, PA, Brasil.

Agradecimentos

Nós agradecemos a Universidade Federal do Para (PROPESP: reitoria de pesquisa e pós graduação)

Autor correspondente:

Anselmo^{1,2,5,6}

Rua, Belém, Pará, CEP: , Brasil

Endereço de e-mail: anselmocs@ufpa.br

RESUMO

Introdução. Com o desenvolvimento de Unidades de Medida Inercial, contendo sensores de aceleração triaxial, pesquisas vêm sendo realizadas para demonstrar a afetividade desses sensores como medidas mais precisas de aferição em testes funcionais; fornecendo um método barato e de fácil implantação para quantificar medidas adicionais ao tempo e movimento postural executados nos referidos testes. Nessa pesquisa, se objetivou avaliar a validade e

² PeerJ - The Journal of Life and Environmental Sciences. ISSN: 2167-8359.

confiabilidade de um sensor inercial comercial na captação dos sinais de aceleração do centro de massa corporal, para posterior análise e descrição de eventos no teste de sentar e levantar em 30 segundos.

Método. Em uma amostra de 25 sujeitos adultos jovens saudáveis, se fez uso de um Sensor Inercial comercial, posicionados à nível da quinta vértebra lombar, comparando seus desempenhos com o sistema de cinemática; que nesta pesquisa foi considerado o padrão ouro de avaliação. A sincronização dos sinais de aceleração foi efetuada com os parâmetros do centro de pressão, captados pela plataforma de força em um salto vertical inicial; posteriormente se observou o comportamento motor do centro de massa corporal na execução da tarefa. Os dados foram processados *off line*, em rotinas desenvolvidas para o software MatLab, para observação do eixo de longitudinal e descrição dos ciclos de eventos; sendo extraídas 21 variáveis de análise. Cada ciclo de movimento foi dividido em 3 fases: impulso (P1), sentar/levantar (P2) e levantar/sentar (P3); nos permitindo observar o tempo de duração de cada ciclo, o número de ciclos realizados, a frequência de execução, suas áreas de aceleração positiva e negativa de cada fase; os picos máximos e mínimos de aceleração por fase, bem como a amplitude entre os picos máximos e mínimos. As médias de cada variável foram então analisadas no programa RStudio quanto a normalidade da amostra com teste de Shapiro-Wilk; posteriormente análise validação de critério com o Teste de Correlação (Person ou Spearman); e os gráficos de *Bland-Altman* com seus limites de concordância de 95 %, traçados para comparar os valores médios dos equipamentos. A confiabilidade foi avaliada com o Teste de Correlação (Person ou Spearman) e para exclusão de viés sistemático se aplicou o Teste de Correlação Intraclass (ICC).

Resultados Nossa hipótese obteve validação relativa ao padrão ouro em 95.23% das variáveis de análise do Sensor Inercial; apenas o tempo de P2 obteve valor de $\rho < 0.70$. Apresentando índices de correlação positivas de muito grande a quase perfeitas nas paramétricas ($r= 0.858-0.999$) e não paramétricas ($\rho= 0.724-1$). A confiabilidade das aferições foi constatada em 76.19% das variáveis; apenas os tempos de P2 e P3; e as acelerações em AUC. P3, Max Acc P2 e Min Acc P1 apresentaram $ICC < 0.70$. O Sensor Inercial se mostrou efetivo na observação do comportamento motor do CoM no teste funcional proposto, ainda que parcialmente.

Palavras-chave: Validação, Acelerometria, Sensores Inerciais, Sentar e Levantar em 30 segundos.

2.1 Introdução:

A análise do sentar e levantar tem sua relevância na medida de que é umas das atividades funcionais mais importantes (Li et al., 2021; Martinez-Hernandez & Dehghani-Sanij, 2019; González Rojas et al., 2018; Farqalit & Shahnawaz, 2013; W. Zijlstra et al., 2010) e que pode ser considerada como uma preditora para risco de quedas em idosos (Parvaneh et al., 2017). Esta habilidade, tem sido demonstrada como um pré-requisito funcional importante para a avaliação da mobilidade em condições clínicas variadas, e sobre o envelhecimento populacional (Jeon et al., 2019).

A forma de observar e quantificar a atividade, apresenta variações de acordo com objetivo pretendido, podendo ser efetuado com braços cruzados a frente do toráx ou soltos ao lado do corpo em condições clínicas específicas (A. Zijlstra et al., 2012). No entanto, foi proposto por Jones et al. (1999), o teste funcional de sentar e levantar da cadeira em 30 segundos (STS 30s), compondo uma bateria de teste de aptidão física funcional. Seu objetivo, é quantificar o maior número de repetições executadas pelo sujeito avaliado, para prever sobre condições de força e flexibilidade nos membros inferiores (Rikli & Jones, 1999). E assim, o referido teste progrediu do estudo de uma única transição para sua capacidade dinâmica baseada no número de repetições, uma abordagem mais próxima da avaliação de outras características (Cuesta-Vargas et al., 2020).

A análise cinemática do movimento de sentar e levantar vem sendo objeto de pesquisas, para rastreio de informações que melhor quantifiquem a execução desta atividade; para tal se utilizam de equipamentos já consagrados de análise do movimento como as câmeras de cinemetria (Li et al., 2021) e plataforma de força (Spyropoulos et al., 2013; Yamada & Demura, 2010; Fernandes et al., 2015; Tsuji et al., 2015). No entanto, nas últimas décadas novas formas de avaliar a atividade de sentar e levantar vem sendo propostas, dentre elas temos o uso de sensores inerciais (Millor, et al., 2013; BOONSTRA et al., 2006).

Na busca de dar informações, com dados mais robustos sobre o desempenho na função, pesquisas vêm sendo desenvolvidas com emprego de sensores inerciais (Arcuria et al., 2020; Della Mea et al., 2017) para captação dos dados de aceleração dos eixos cartesianos (X-Y-Z); utilizando-os como pontos de observação dos padrões de movimento humano. E partir das análises dos eixos para estudos das transições posturais (Parvaneh et al., 2017) e possível predição de parâmetros de força (Caruthers et al., 2016; Cerrito et al., 2015; Yamada & Demura, 2010), mobilidade (Madhushri et al., 2016) e equilíbrio (Agostini et al., 2019), diferenciando grupos de indivíduos com maior risco de quedas (Ponti et al., 2017). Autores ainda fazem uso

dos parâmetros de aceleração para identificação de fadiga em pacientes com câncer (Cuesta-Vargas et al., 2020).

A aplicação de sensores inerciais para análise do movimento mostra-se com uma alternativa viável de avaliação, com confiabilidade demonstrada em pesquisa de análise da marcha (Byun et al., 2016). Em atividades funcionais como no teste de Time Up Go (TUG), mesmo em dupla tarefa, consegue diferenciar grupos com maior risco de quedas (Ponti et al., 2017). Apesar da dificuldade na padronização dos parâmetros para o reconhecimento e análise dos movimento (Rosati et al., 2018); não havendo consenso sobre os pontos de análise mais efetivos para avaliar o desempenho motor no teste de STS 30s (Millor et al., 2014); os parâmetros de aceleração em domínio de tempo, foram apontadas como a melhor forma de relatar alterações biomecânicas comportamentais em atividades complexas (Rosati et al., 2018). Onde o eixo de Y se mostrou mais efetivo para marcar os ciclos de eventos; marcando os pontos de saída e retorno ao assento da cadeira (Cuesta-Vargas et al., 2020; Millor et al., 2014). Uma dificuldade relatada, é que muitas vezes não se consegue transpor os resultados encontrados para observações clínicas (Abou et al., 2021).

Desta forma, esta pesquisa teve como objetivo validar o uso de um sensor inercial para análise e descrição dos ciclos de eventos do teste de sentar e levantar da cadeira em 30 segundos; por meio da observação dos parâmetros de aceleração do centro de massa corporal (CoM); e verificar a confiabilidade das medidas entre teste e reteste.

2.2 Método:

2.2.1 Participantes:

A amostra foi composta por 25 sujeitos de ambos os sexos (13 mulheres e 12 homens); recrutamentos por conveniência e a triagem e avaliações da pesquisa foram realizadas no Laboratório do Movimento Humano (LEMOH) da Universidade Federal do Pará, localizado na Avenida Generalíssimo Deodoro, n 01 CEP 66055-240, Belém PA. Para a fase de reteste tivemos três indivíduos retirados da amostra, em decorrência de alguma impossibilidade pessoal para comparecer ao laboratório (Tabela 5).

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 sentar e levantar da cadeira sem apoio das mãos. Esta pesquisa teve

todos os seus procedimentos aprovados pelo Comitê de Ética da UFPA (Núcleo de Medicina Tropical - NMT, sob o parecer nº 3.966.255, CAAE: 28893219.4.0000.5172).

Tabela 4
Caracterização da amostra

VARIÁVEIS	TESTE	RETESTE
Total de Sujeitos	25	22
Sexo	13 M / 12 H	12 M / 10 H
Idade	27 ± 6.57	27.5 ± 6.57
Peso	73 ± 13.62	71.85 ± 14.25
Altura	1.68 ± 0.09	1.68 ± 0.08
IMC	25.69 ± 4.11	25.52 ± 4.17

Nota. Número de sujeitos, discriminando por sexo como mulher (M) e homem (H), seguido das médias e desvio padrão das características da amostra para as fases de teste e reteste.

2.2.2 Ambiente experimental e protocolo:

A pesquisa foi desenvolvida, em horário diurno, no laboratório de estudos da motricidade humano (LEMOH) da Universidade Federal do Para. A avaliação dos sujeitos se deu na execução do teste funcional de sentar e levantar da cadeira em 30 segundos (Figura 5); onde o avaliado deveria sentar e levantar de um banco de madeira (altura do acento de 43 cm, sem apoio de braços e costa) o maior número de repetições possíveis em 30 segundos (Figura 5) conforme procedimento descrito por Jones et. al. (1999). Em cada fase foram feitos dois testes iniciais para compreensão da atividade e no terceiro teste, foram coletados os dados de aceleração do *CoM*.

2.2.3 Procedimentos:

Utilizamos um sensor inercial triaxial da marca *Mbientlab* (modelo *MetaMotionC - MMC*; configurado com taxa de amostragem de 100 Hz e sensibilidade gravitacional de +/- 16g), com medida de 25mm x 4mm de diâmetro, 0.2 kg, bateria de 200mAH substituível e seus

dados captados por um *App* (*MetaBase*, instalado previamente em outro *smartphone* pertencente ao avaliador) via *Bluetooth Low Energy Smart*® e exportados por meio digital.

Como método padrão ouro de referência para a análise do movimento, foram utilizadas três câmeras de captação cinemática (cinemetria) da marca *SEMI MOTION*. (*SIMI*, Alemanha, frequência de amostragem de 120 Hz), seus dados foram transmitidos a um computador do LEMOH via cabos *USB* e mensurados no *software* que acompanha as câmeras.

Para marcar o ponto de partida das análises, sincronizando os dados dos dois instrumentos (Sensor Inercial e Câmeras), foi utilizada uma plataforma de força (Biomec 400-041, EMG System do Brasil, Ltda., SP) com sensores de carga distribuídos em 50 cm² e conectados a um computador com o software EMG system; para captação de dados referente a perturbações sofridas no eixo vertical representadas pelo centro de pressão (*CoP*).

Na sequência os equipamentos foram fixados na região da quinta vértebra lombar (L5), por meio de um cinto adaptado, posicionando os aparelhos em camadas de dentro para fora como segue: sensor inercial e o marcador luminoso de análise das câmeras. O participante foi posicionado de pé sobre a plataforma de força; com um banco colocado atrás do sujeito, no nível da plataforma de força.

Os equipamentos de análise foram ligados, sendo solicitado que o participante desse um salto vertical; posteriormente sentava cruzando os braços a frente do tórax e ao sinal do avaliador (três, dois, um...vai!) era iniciado teste com marcação do tempo em cronômetro. Ao final do teste, os participantes foram orientados a permanecer sentados, em postura similar a inicial, até que os equipamentos fossem desligados. Após uma semana, cada indivíduo era submetido ao reteste para avaliar a confiabilidades dos parâmetros de análise.

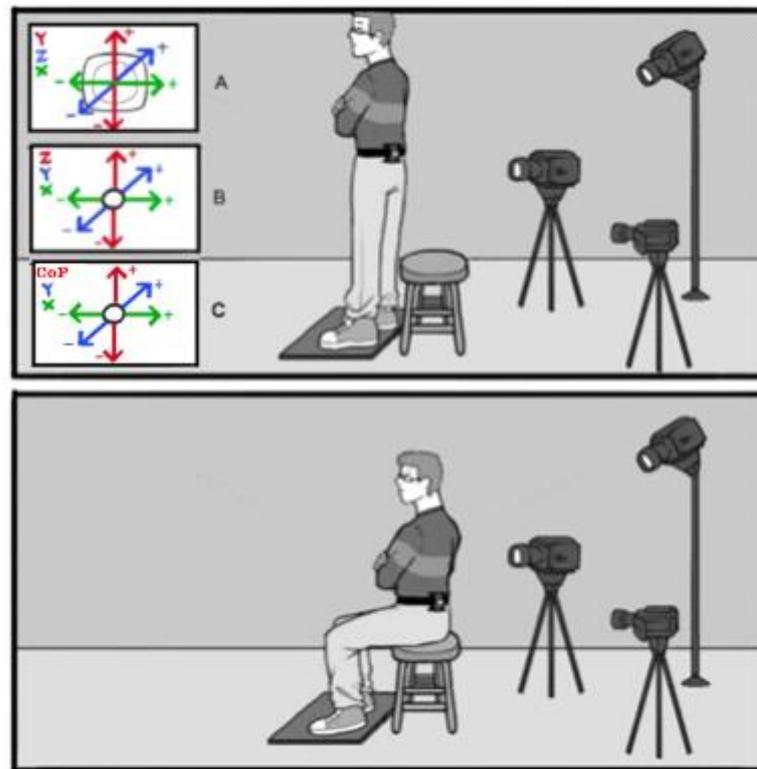


Figura 5. Protocolo experimental: com o sujeito de braços cruzados, sentado no banco, com os pés sobre a plataforma de força; Sensor Inercial dentro de um cinto adaptado e o marcador fotoluminescente sobre o cinto, posicionados sobre a quinta vértebra lombar. O indivíduo levanta e senta o maior número de vezes em 30 segundos. As figuras ‘A’ e ‘B’ representam os equipamentos de análise e seus respectivos eixos de observação: (A) Sensor Inercial e (B) Cinemetria. A figura C, representa a plataforma de força e o *CoP* utilizado para sincronização do sinal dos instrumentos de análise

2.2.4 Análise de dados:

Os dados de aceleração do *CoM* foram processados e analisados offline no programa MatLab (*MathWorks, Natick, MA, EUA*), por uma rotina específica dividida em dois momentos. A rotina inicial foi utilizada para a filtrar os dados de aceleração com remoção de ruídos, com uso de filtro de passa-baixa de 2^o ordem, bem como a exclusão do componente gravitacional do sensor inercial para posterior comparação dos dados com a cinemetria.

A sincronização entre os dados de aceleração do “eixo Z” (câmeras) e “eixo Y” (sensor inercial) foi efetuada utilizando como referência a maior perturbação do *CoP*, captado pela plataforma de força, no retorno do salto vertical (Figura 6). Após sincronização dos sinais, a

observação do eixo longitudinal na cinemática e no sensor inercial passou a marcar os momentos de saída e retorno a cadeira.

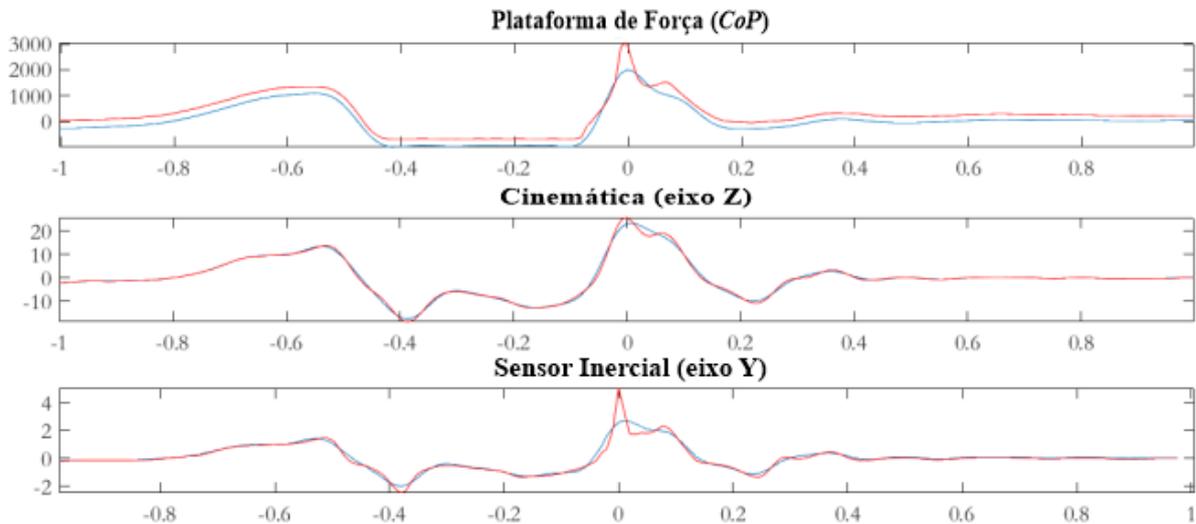
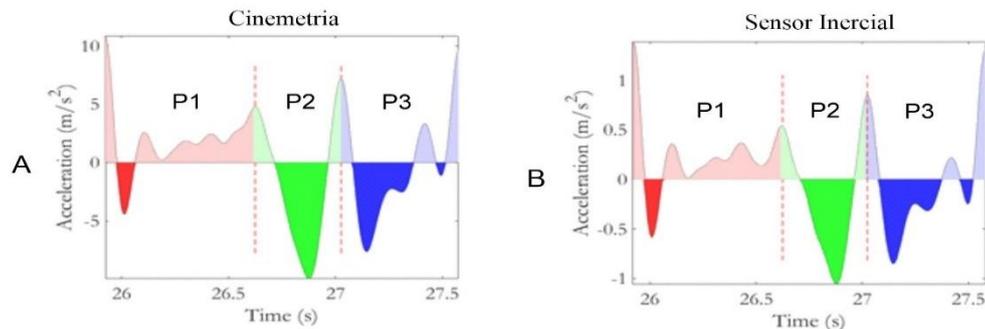


Figura 6. Maior perturbação do CoP (Plataforma de força) no retorno do saldo vertical, sincronizando com as acelerações dos eixos Z (Câmeras) e Y (Sensor Inercial). Estando a sincronização entre os instrumentos, marcada como o ponto zero, para início das observações do teste de sentar e levantar. A linha vermelha representa o sinal bruto dos equipamentos; a linha azul representa o sinal após filtragem pela rotina desenvolvida em *MatLab*, permitindo ajuste manual.

Uma segunda rotina de processamento dos dados foi utilizada para identificar os ciclos de eventos, sua duração, frequência de execução e fases do teste funcional proposto; extraindo 21 variáveis (Teste e Reteste) para cada sujeito da pesquisa. Cada ciclo de evento do sentar/levantar foi dividido em 3 fases de observação: Impulso (P1); Sentar-levantar (P2) e Levantar-sentar (P3). Para observação de parâmetros temporais de execução se fez uso das variáveis duração total de cada ciclo (P1+P2+P3) e dos tempos de execução em cada ciclo (P1, P2 e P3); sendo ainda observado o número de ciclos executados e frequência de cada ciclo.

A análise dos parâmetros de aceleração foi efetuada na observação das áreas de aceleração positiva (AUC+P1, AUC+P2 e AUC+P3) e negativa (AUC-P1, AUC-P2 e AUC-P3) para cada fase do ciclo. Nos permitindo observar os picos de aceleração máxima (ACCMAX-P1, ACCMAX-P2 e ACCMAX-P3) e mínima (ACCMIN-P1, ACCMIN-P2 e ACCMIN-P3); assim como, a amplitude da variação das acelerações (RANG-P1, RANG-P2 e RANG-P3), que correspondem as diferenças entre os picos de aceleração máxima e mínima de cada fase do ciclo (Figura 7).

Ciclo de movimento por equipamento



Representação gráfica de um ciclo de movimento

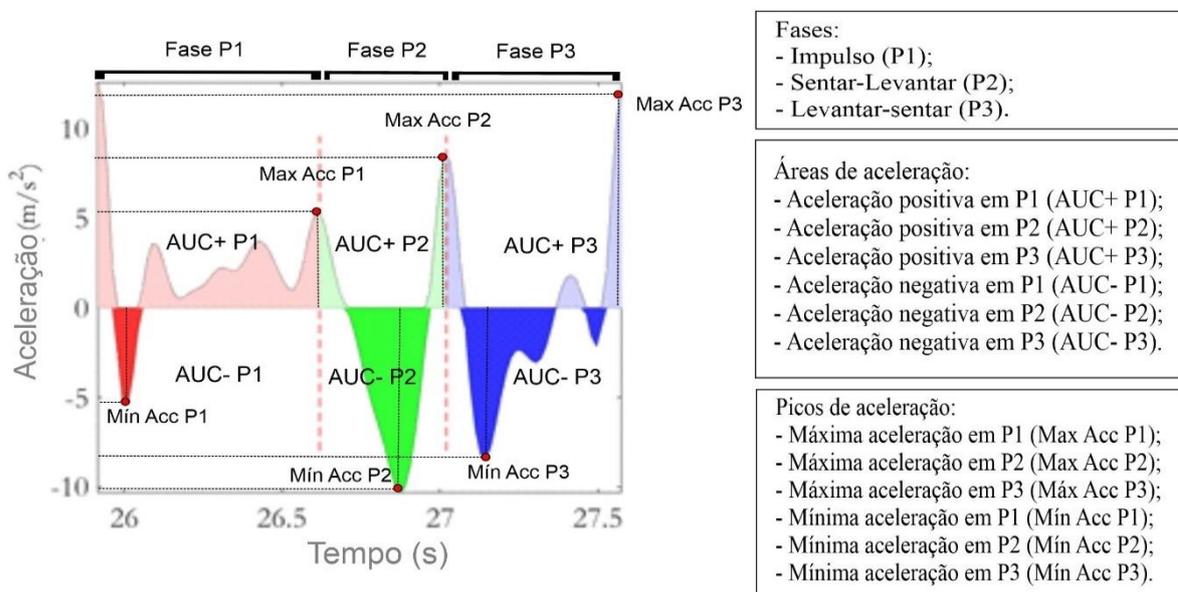


Figura 7. Definição das fases do ciclo de movimento no Sentar e Levantar para a Cinemetry (A) e Sensor Inercial (B): com uma linha tracejada vermelha dividindo os ciclos em fase de Impulso (P1) área em vermelho; fase Sentar-levantar (P2) área verde e fase Levantar-sentar (P3) área azul. Apresenta ainda os critérios de observação em cada fase, com suas áreas de aceleração positiva (AUC+) e negativa (AUC-). Com seus picos máximos (Máx Acc) e mínimos (Mín Acc) demonstrados pela linha preta.

2.2.5 Análise estatística:

Foi utilizado o *Software RStudio* e inicialmente verificada a normalidade da distribuição dos dados para cada variável estudada com o Teste de *Shapiro-Wilk*. Posteriormente calculada a média e desvio padrão de variáveis paramétricas, bem como a mediana e amplitude interquartil das variáveis não paramétricas. Com objetivo de efetuar a validação de critério, foi efetuada a avaliação concorrente com o Teste de Correlação de *Person* (r) (paramétricos) e *Spearman* (ρ) (não paramétricos). Os coeficientes de correlação foram interpretados com

limites de magnitude de 0 – 0,1: trivial; 0,1 – 0,3: pequena; 0,3 – 0,5: moderada; 0,5 – 0,7: grande; 0,7 – 0,9: muito grande e 0,9 – 1,0: quase perfeita (Abbott et al., 2020). Em seguida, os gráficos de Bland-Altman foram traçados com limites de concordância de 95% para comparar os valores médios dos equipamentos; e a linha de regressão mostrando a tendência de distribuição dos dados.

A confiabilidade relativa e viés sistemático inter dispositivos foram avaliadas com o Teste de Correlação Intraclasse (*ICC*), adotando como valores de referência 0.5 (fraca), 0.5-0.75 (moderada), 0.75-0.90 (boa), 0.90-1 (excelente) (Al-Amri et al., 2018; Koo & Li, 2016; Shrout & Fleiss, 1979). Foram empregados ainda para avaliar a confiabilidade da relação entre teste e reteste os Testes de Correlação de *Person* (*r*) (paramétricos) e *Spearman* (*rho*) (não paramétricos). Para validação de critério e confiabilidade, foram aceitos valores $r/rho \geq 0.70$ e $ICC \geq 0.70$, respectivamente (Souza et al., 2017).

2.3 Resultados

2.3.1 Teste de validação do Sensor Inercial.

Nos testes empregados para validação do Sensor Inercial, foi observado (Tabela 05) similaridade da relação entre as médias de dados para comparações entre cinemática e sensor inercial, em 95.23% das 21 variáveis de análise. Os resultados da análise de correlação entre os dados captados pelos instrumentos de avaliação, demonstraram 71.42% das variáveis qualificadas com quase perfeitas (15 variáveis); 23.80% (5 variáveis) como muito grande e 4.76% (1 variável) como grande correlação.

Ao considerar as variáveis temporais, se observou índices quase perfeitos ($r = 0.979 - 0.999$) para dados paramétricos e de grande a quase perfeito nos dados não paramétricos ($rho = 0.532 - 1$). As variáveis de análise dos parâmetros de aceleração, demonstraram índices de correlação de muito grande a quase perfeito para dados paramétricos ($r = 0.858 - 0.974$) e não paramétricos ($rho = 0.724 - 0.953$). Apenas a variável P2 ($rho = 0.532$) não obteve validação concorrente ao padrão ouro, por apresentar valor de $rho < 0.70$ (Tabela 6).

Na figura 8, os gráficos Bland-Altman demonstram maior conformidade entre as médias dos instrumentos concorrentes nas análises temporais de P1 e P3; descartando a possibilidade de viés sistemático. No entanto, para análise temporal de P2; foi observada maior dispersão dos valores médios com tendências de distribuição proporcionalmente positiva entre os instrumentos, à medida que as médias de aceleração aumentam. Não sendo possível descartar a existência de viés sistemático para esta variável.

Resultado dos Testes de Correlação na análise de validação de critério do Sensor Inercial

Variáveis	Cinemetria	Sensor Inercial	<i>r</i> ou <i>rho</i>	<i>p</i> -valor
Duração Total (seg)	1.558(±0.222)	1.558(±0.223)	<i>r</i> = 0.999	< 0.000
P1 (seg)	0.567(±0.251)	0.572(±0.225)	<i>r</i> = 0.979	< 0.000
P2 (seg)	0.417(±0.080)	0.409(±0.050)	<i>rho</i> = 0.532	0.006
P3 (seg)	0.573(±0.074)	0.577(±0.083)	<i>r</i> = 0.986	< 0.000
Ciclos (n ⁰)	19.32(±2.996)	19.32(±2.996)	<i>rho</i> = 1	< 0.000
Frequência (Hz)	0.644(±0.099)	0.644(±0.099)	<i>rho</i> = 0.996	< 0.000
AUC ₊ P1	1.210(±0.248)	1.371(±0.345)	<i>r</i> = 0.858	< 0.000
AUC ₊ P2	0.340(±0.159)	0.256(±0.156)	<i>rho</i> = 0.729	< 0.000
AUC ₊ P3	0.751(±0.258)	0.682(±0.295)	<i>rho</i> = 0.724	< 0.000
AUC ₋ P1	0.215(±0.173)	0.276(±0.240)	<i>rho</i> = 0.917	< 0.000
AUC ₋ P2	1.117(±0.229)	1.064(±0.294)	<i>r</i> = 0.900	< 0.000
AUC ₋ P3	0.933(±0.204)	0.980(±0.250)	<i>r</i> = 0.877	< 0.000
Max Acc P1 (m/s ²)	10.512(±4.341)	13.014(±6.181)	<i>rho</i> = 0.953	< 0.000
Max Acc P2 (m/s ²)	4.491(±1.534)	4.695(±2.508)	<i>rho</i> = 0.891	< 0.000
Max Acc P3 (m/s ²)	10.699(±4.339)	13.166(±6.220)	<i>rho</i> = 0.933	< 0.000
Min Acc P1 (m/s ²)	-3.241(±2.325)	-3.957(±2.647)	<i>r</i> = 0.960	< 0.000
Min Acc P2 (m/s ²)	-6.749(±1.869)	-6.509(±2.136)	<i>r</i> = 0.960	< 0.000
Min Acc P3 (m/s ²)	-6.280(±2.667)	-6.291(±2.793)	<i>rho</i> = 0.916	< 0.000
Amplitude P1	13.754(±5.897)	16.971(±8.086)	<i>rho</i> = 0.937	< 0.000
Amplitude P2	11.240(±3.260)	11.205(±4.456)	<i>r</i> = 0.957	< 0.000
Amplitude P3	16.980(±6.163)	19.458(±8.210)	<i>rho</i> = 0.947	< 0.000

Nota. Variáveis temporais: duração total; impulso (P1); sentar/lentar (P2); levantar/sentar (P3); ciclos e frequência. Bem como as variáveis de aceleração: áreas de aceleração positiva (AUC₊) e negativa (AUC₋); picos máximos (Max Acc) e mínimos (Min Acc) de aceleração e suas amplitudes por fase. Apresentação das médias e desvio padrão das variáveis de estudo nos instrumentos de avaliação; com resultados do Teste de Correlação de *Pearson* (paramétricos) e *Sperman* (não paramétricos).

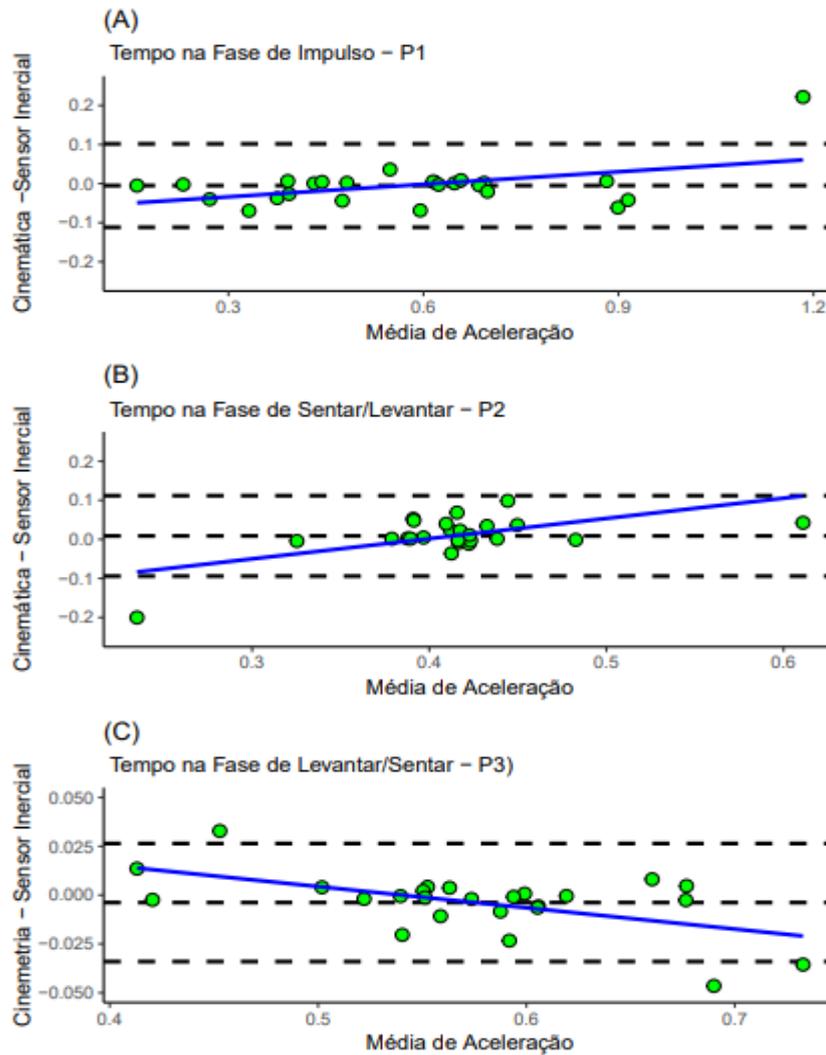


Figura 8. Gráfico Bland-Altman, apresenta as médias com a linha preta tracejada central; com as linhas tracejadas pretas superior e inferior representa os 95% dos limites de concordância para as variáveis AUC+ P1 (A); AUC+ P2 (B); Min Acc P1 (C) e Min Acc P2 (D,) nas análises entre Cinemática/Sensor Inercial para fase de teste. A linha de regressão em azul no centro do gráfico, representa a tendência de distribuição das médias entre os instrumentos.

2.3.2 Avaliação da confiabilidade das aferições de cada método avaliativo nas fases de teste e reteste.

Na tabela 6, agrupamos os resultados dos testes de correlação intraclassa (*ICC*) entre as fases de teste e reteste, para as 21 variáveis que representam as médias temporais e de aceleração obtidas no teste funcional. Sendo observado índices de *ICC* bom em 33,33% (7 variáveis); moderado em 52,38% (11 variáveis) e fraco em 14,28% (3 variáveis) para cinemática. Os parâmetros para o sensor inercial se fizeram com *ICC* excelente em 4,76% (1 variável); bom em 52,38% (11 variáveis); moderado em 33,33% (7 variáveis) e fraco em 9,52% (2 variáveis).

Os referidos índices de ICC são representados como fracos para a Cinemática, nas variáveis temporais P2 ($ICC = 0.354$) e P3 ($ICC = 0.460$); nas variáveis de medidas de aceleração apenas a variável AUC- P3 ($ICC = 0.354$) apresentou correlações fracas, as demais variáveis apresentaram ICC de moderado a bom ($ICC = 0.503 - 0.874$). Para o Sensor Inercial os valores de ICC também foram fracos nas variáveis temporais de P2 ($ICC = 0.402$), P3 ($ICC = 0.458$); as demais variáveis apresentaram bons índices de ICC ($ICC = 0.744 - 0.844$). Nas análises de aceleração os índices de ICC foram de moderado a excelente ($ICC = 0.512 - 0.916$). Adotando como valor de referência $ICC \geq 0.70$, temos que as variáveis de P2 ($ICC = 0.402$), P3 ($ICC = 0.458$), AUC- P3 ($ICC = 0.512$), Max Acc P2 ($ICC = 0.574$) e Min Acc P1 ($ICC = 0.536$) sem exclusão de provável viés sistemática. As demais variáveis, que correspondem a 76.19 % (16 variáveis), apresentaram resultados favoráveis a confiabilidade com valores de $ICC > 0.70$.

A relação entre as variáveis em teste e reteste na Cinemática (Tabela 7), demonstraram valores de correlação positivas fracas nas variáveis de aceleração em AUC+ P2 ($\rho = 0.242$) e AUC- P3 ($r = 0.195$); as demais variáveis apresentaram índices de correlação de moderado a muito grande ($r = 0.381 - 0.777$) nas paramétricas e de moderado a quase perfeito ($\rho = 0.465 - 0.907$) em não paramétricas. Ainda na Tabela 7, apresentamos a avaliação do Sensor Inercial, com índices de correlação positiva qualificados como muito grande ($r = 0.785 - 0.795$) nas paramétricas e de moderado a grande ($\rho = 0.313 - 0.600$) em não paramétricas. A avaliação dos parâmetros de aceleração demonstrou índice de correlação positiva muito grande ($r = 0.869$) nas paramétricas e de moderado a quase perfeito ($\rho = 0.398 - 0.904$) em não paramétricas.

Tabela 6

Resultado da Correlação entre as médias de Teste e Reteste por Instrumento.

Variáveis	Cinematria				Sensor Inercial			
	ICC	P	r/rho	P	ICC	P	r/rho	P
Duração Total (seg)	0.675	< 0.000	r = 0.777	< 0.000	0.809	< 0.000	r = 0.785	< 0.000
P1 (seg)	0.823	< 0.000	r = 0.771	< 0.000	0.844	< 0.000	r = 0.795	< 0.000
P2 (seg)	0.354	0.159	$\rho = 0.465$	0.030	0.402	0.120	$\rho = 0.313$	0.155
P3 (seg)	0.460	0.079	r = 0.381	0.079	0.458	0.081	$\rho = 0.382$	0.080
Ciclos (n ⁰)	0.744	0.001	$\rho = 0.600$	0.003	0.744	0.001	$\rho = 0.600$	0.003
Frequência (Hz)	0.744	0.001	$\rho = 0.610$	0.002	0.744	0.001	$\rho = 0.597$	0.003
AUC+ P1	0.685	0.004	r = 0.562	0.006	0.860	< 0.000	$\rho = 0.767$	< 0.000
AUC+ P2	0.571	0.027	$\rho = 0.242$	0.276	0.708	0.002	$\rho = 0.398$	0.067
AUC+ P3	0.687	0.004	r = 0.546	0.008	0.780	0.000	$\rho = 0.672$	0.000

AUC- P1	0.677	0.005	rho = 0.501	0.018	0.893	< 0.000	rho=0.754	< 0.000
AUC- P2	0.745	0.001	rho = 0.907	< 0.000	0.835	< 0.000	rho = 0.904	< 0.000
AUC- P3	0.319	0.189	r = 0.195	0.384	0.512	0.051	rho = 0.513	0.015
Max Acc P1 (m/s ²)	0.828	< 0.000	rho = 0.748	< 0.000	0.808	0.000	rho = 0.655	0.001
Max Acc P2 (m/s ²)	0.671	0.006	rho = 0.551	0.008	0.574	0.026	rho = 0.443	0.040
Max Acc P3 (m/s ²)	0.825	< 0.000	rho = 0.758	< 0.000	0.816	0.000	rho = 0.699	0.000
Min Acc P1 (m/s ²)	0.673	0.006	rho = 0.614	0.002	0.536	0.040	rho = 0.626	0.002
Min Acc P2 (m/s ²)	0.874	< 0.000	r = 0.776	< 0.000	0.916	< 0.000	r = 0.869	< 0.000
Min Acc P3 (m/s ²)	0.503	0.055	rho = 0.523	0.013	0.737	0.001	rho = 0.608	0.003
Amplitude P1	0.809	0.000	rho = 0.634	0.001	0.810	0.000	rho = 0.632	0.001
Amplitude P2	0.860	< 0.000	r = 0.747	< 0.000	0.834	< 0.000	rho = 0.784	< 0.000
Amplitude P3	0.860	< 0.000	rho = 0.767	< 0.000	0.864	< 0.000	rho = 0.750	< 0.000

Nota. Teste de validação para as variáveis temporais: duração total; impulso (P1); sentar/lentar (P2); levantar/sentar (P3); ciclos e frequência. Bem como as variáveis de aceleração: áreas de aceleração positiva (AUC+) e negativa (AUC-); picos máximos (Max Acc) e mínimos (Min Acc) de aceleração e suas amplitudes por fase. Apresentação dos dados de correlação intraclasse para os instrumentos de avaliação, bem como os dados de correlação de Person em dados paramétricos e Spearman em não paramétricos. Em vermelho os valores de ICC considerados fraco, assim como as correlações com índices de pequena relação inter instrumento entre teste e reteste.

2.4 Discussão:

O objetivo desta pesquisa foi validar o uso de um Sensor Inercial comercial (*MetaMotion C*), para análise e descrição dos ciclos de movimento do teste de sentar e levantar da cadeira em 30 segundos. Utilizando como ponto de análise a observação do eixo ‘Y’ (longitudinal no aparelho), para melhor observação das fases de saída e retorno a cadeira, nos permitindo um melhor detalhamento sobre os ciclos de movimento no referido teste; assim como avaliado em pesquisas anteriores (Cuesta-Vargas et al., 2020; Millor, Lecumberri, Gomez, et al., 2013; W. Zijlstra et al., 2010).

Após análise estatística dos dados, tivemos nossa hipótese com validação relativa ao padrão ouro em quase todas as variáveis de análise temporal e em todas as variáveis de aceleração, demonstradas por correlações positivas qualificadas de grande a quase perfeitas. No entanto, a variável P2 não obteve validação por apresentar valor de $rho < 0.70$ (Tabela 5). Para análise de teste e reteste, foi verificada confiabilidade parcial das médias das variáveis; com $ICC < 0.70$ variáveis P2, P3, AUC- P3, Max Acc P2 e Min Acc P1 da Cinemática e Sensor

Inercial. As demais variáveis apresentaram parâmetros de confiabilidade estatisticamente comprovados ($ICC \geq 0.70$) (Tabela 6).

Foi observado na literatura, que o uso de sensores inerciais para quantificação cinemática também foi objeto de estudo em pesquisas anteriores (Byun et al., 2016), onde a avaliação da marcha se fez demonstrando excelentes parâmetros de confiabilidade em teste e reteste para características espaço-temporais no eixo vertical e validade no antero-posterior. Em avaliações da marcha, Nishiguchi *et al.* (2012) avaliaram ainda a média quadrática, o intervalo de picos de aceleração, coeficiente de variância (CV) e a auto correlação de picos (AC) obtendo significâncias estatísticas em todos os parâmetros; com melhores correlações interinstrumentos em AC do sensor inercial ($ICC = 0.752 / r = 0.82$) e AC do *smartphone* ($ICC = 0.777 / r = 0.85$). Resultados esses, similares aos achados de análise de picos máximo e mínimo em nossa pesquisa com os sensores inerciais ($ICC = 0.536 - 0.916$).

Com posicionamento de sensores inerciais sobre o tórax, Rivolta et al. (2019) avaliou risco de queda na execução do teste de *Tinetti*; apresentando boas correlações ($r = 0.71$) entre os resultados do *Tinetti* e características específicas do teste, principalmente em ficar de pé e andar. As avaliações do *STS*, apresentam bons resultados com análises de aceleração em linha temporal na pesquisa de A. Zijlstra et al. (2012), que compararam indivíduos com parkinson e grupo controle, na tentativa de discriminar o desempenho no referido teste, obtendo resultados de $ICC \geq 0.75$ na discriminação entre grupos, exceto para a fase de levantar em pacientes com Parkinson.

Grupos de Parkinsonianos, também foram objeto de estudo em González Rojas et al. (2018), que avaliou a transição do sentar e levantar, diferenciando o grupo de patologia com o controle. Apresentando resultados de velocidade mínima e máxima marginalmente significantes de $p = 0.069$ e $p = 0.070$, respectivamente para as transições de sentar-levantar / levantar-sentar. Em nossa pesquisa, com adultos jovens saudáveis, conseguimos dados expressivos de validação na quantificação de Máx Acc P2 ($\rho = 0.891$); Max Acc P3 ($\rho = 0.933$); Min Acc P2 ($r = 0.960$) e Min Acc P3 ($\rho = 0.916$), entre sensor inercial e cinemática com resultados de muito grande a quase perfeito (Tabela 6).

A validação e confiabilidade de dados de aceleração de acelerômetros contidos em *smartphone*, também tem sido objeto de trabalhos que procuram observar critérios cinemáticos temporais para avaliação qualitativa dos testes funcionais. Como realizado por Ozinga & Alberts (2014), que objetivou em sua pesquisa quantificar a estabilidade postural, com avaliação concorrente a câmeras e plataforma de força, obtendo resultados de correlação de grande a quase perfeitas para análise de pico a pico ($r = 0.70-0.99$). Resultados esses similares

aos encontrados na presente pesquisa ao comparar cinemática e sensor inercial nas análises de picos máximos ($\rho = 0.891 - 0.953$) e mínimos ($r = 0.960$; $\rho = 0.916$).

Bons resultados no reconhecimento da atividade funcional foram observados em grupo de idosos, na avaliação do levantar e o tempo total da tarefa no teste de *STS*, obtendo correlações quase perfeitas de $r = 0.94$ e $r = 0.98$ na identificação de tempo em pé e tempo total respectivamente, em análise concorrente de câmeras de vídeo e *smartphones* com *App* integrado. Respostas estas também observadas em nossa pesquisa com identificação de tempo de execução total da tarefa e P3 com índices quase perfeitos ($r = 0.999$ / $r = 0.986$, respectivamente).

Estudos sobre as transições posturais são importantes, uma vez que as transições posturais podem estar relacionadas a fragilidade e a um maior risco de quedas (Parvaneh *et al.*, 2017; Doheny *et al.*, 2013; Doheny *et al.*, 2011). Em avaliações entre sensor inercial e *smartphone*, Galán-Mercant *et al.* (2014) conseguiu identificar no teste de *Time Up Go (TUG)* as fases do levantar ($ICC = 0.819$ / $r = 0.991 - 0.842$) e sentar ($ICC = 0.987$ / $r = 0.992 - 0.877$). A avaliação da força máxima ($r = 0.86$) e tempo total ($r = 0.98$) apresentaram excelentes correlações entre os sensores de aceleração do *smartphone* relativo a plataforma de força (Cerrito *et al.*, 2015).

A escolha da observação do *CoM* para análise do movimento no teste empregado, se deu, uma vez que em pesquisas anteriores; apresentaram resultados de desempenho de 97% para colocação de sensor único com posicionamento na cintura (Silva & Galeazzo, 2013). Este perfil de observação nos permitiu fazer uma investigação mais detalhada para diferenciar execuções entre indivíduos no teste de sentar e levantar em 30 segundos.

Pesquisas que favorecem observações sobre atividades funcionais como o teste de sentar e levantar em 30 segundo se fazem necessárias, uma vez que seu ponto de observação em desempenho é efetuado sobre uma atividade básica da vida diária, muito solicitada ao longo do dia (Parvaneh *et al.*, 2017). Focando na descrição das ações em cada fase do teste para diferenciação entre grupos patológicos (Abou *et al.*, 2021).

Os resultados de pesquisas prévias (Millor, Lecumberri, Gómez, *et al.*, 2013) apontam a fase de impulso como sendo capaz de diferenciar a execução entre grupos de frágeis e pré-frágeis. Apresentando como pontos de análise mais importantes na distinção dos grupos, os picos de aceleração e AUC_{\pm} . Observações estas que sustentam os achados de nossa pesquisa que demonstrou efetividade na validação das referidas métricas com correlações muito grande a quase perfeitas na fase de impulso, para $AUC_{+} P1$ ($r = 0.858$); $AUC_{-} P1$ ($\rho = 917$); Max Acc P1 ($\rho = 0.953$); Min Acc P1 ($\rho = 960$) e Amplitude de P1 ($\rho = 0.937$) (Tabela 5).

As limitações encontradas para arguições mais precisas, se dão pelo fato de os testes terem sido efetuados em uma população saudável sem grandes limitações de força e mobilidade, não nos permitindo transpor estes resultados para situações clínicas. Outro ponto a ser observado é que a maioria dos trabalhos foca na identificação das fases de transição ou compara as execuções com escalas de avaliação para equilíbrio e risco de quedas, utilizando as variáveis como valores estatísticos para comparação entre grupos, não utilizando os dados de aceleração como fator primário para interpretação quanto a qualidade da movimentação para as transições posturais. Acreditamos que a identificação da forma de execução das transições é um fator importante para a discriminação entre tentativas e erros na execução da tarefa, que irá interferir no resultado quanto ao número de execuções da tarefa de sentar e levantar em 30 segundos. E desta forma, poder diferenciar com melhor precisão os indivíduos dentro de um grupo ou entre grupos.

No entanto, o uso de sensor inercial se mostrou efetivo nas observações acelerações do *CoM* na atividade funcional proposta, tendo como referência de observação do movimento as métricas utilizadas. Para trabalhos futuros, esperamos transpor os testes em diferentes populações, com idades e limitações funcionais diferentes com objetivo de avaliar o desempenho das mesmas e possivelmente viabilizar o uso do referido aplicativo em ambiente externo ao laboratório de pesquisa e ambulatório clínico.

Conclusões:

A avaliação do comportamento motor do *CoM*, no teste de sentar e levantar da cadeira em 30 segundos se mostrou efetiva para 85.71 % das variáveis do *App. Momentum* e 95.23% para o Sensor Inercial, nas observações dos parâmetros temporais e de aceleração; para a validação de critério relativo ao padrão ouro empregado nesta pesquisa. Os equipamentos demonstraram ser úteis para observação da tarefa com as variáveis empregadas, no entanto apenas parcialmente na observação do tempo de execução da fase de P2m para ambos; AUC_{+P1} e AUC_{+P2} extraídas pelo *App. Momentum*, que apresentaram índices de $r/\rho < 0.70$ quando comparados individualmente a cinemática.

A confiabilidade parcial dos instrumentos de avaliação entre teste e reteste, para observação dos tempos de execução de P1 *App. Momentum*; P2 e P3 do *App. Momentum* e Sensor Inercial, AUC_{P3} Sensor Inercial, Max Acc P2 e Min Acc P1 em ambos; pode ter sido ocasionada por uma melhora de desempenho em reteste para o grupo de estudo. Decorrente de um provável aprendizado motor da atividade executada; uma vez que ocorreu diferenças entre os tempos das fases sem interferir na média de ciclos e frequência de execução. Tais

observações devem ser melhor estudadas em pesquisas futuras, diminuindo o tempo entre as coletas de teste e reteste ou coletar no mesmo dia em turno diferente, e até mesmo avaliar os parâmetros entre as três tentativas de ensaio, que fazem parte do protocolo de aplicação do teste proposto.

Para pesquisas futuras, pode-se aplicar rotinas com cortes automáticos para identificações dos ciclos, diminuindo os riscos de falha na identificação de cada fase que possam acontecer em cortes manuais no tratamento de dados. Com os resultados apresentados, deve-se agora avaliar o desempenho em grupos clínicos para possível diferenciação do comportamento motor em grupos especiais, que possam classificá-los dentro do processo de evolução patológico ou entre patologias. Sendo importante também, descrever esses parâmetros de aceleração quanto a posição do *CoM* relativo ao movimento do tronco e extensão dos membros inferiores para favorecer a uma descrição mais detalhada sobre as tentativas e erros da tarefa; proporcionando a quantificação e qualificação mais precisas do desempenho dos sujeitos em pesquisas futuras.

REFERÊNCIAS

- Abbott, J. C., Wagle, J. P., Sato, K., Painter, K., Light, T. J., & Stone, M. H. (2020). Validation of Inertial Sensor to Measure Barbell Kinematics across a Spectrum of Loading Conditions. *Sports*, 8(7), 93. <https://doi.org/10.3390/sports8070093>
- Abou, L., Peters, J., Wong, E., Akers, R., Dossou, M. S., Sosnoff, J. J., & Rice, L. A. (2021). Gait and Balance Assessments using Smartphone Applications in Parkinson's Disease: A Systematic Review. *Journal of Medical Systems*, 45(9), 87. <https://doi.org/10.1007/s10916-021-01760-5>
- Agostini, V., Aiello, E., Fortunato, D., Knaflitz, M., & Gastaldi, L. (2019). A wearable device to assess postural sway. *2019 IEEE 23rd International Symposium on Consumer Technologies (ISCT)*, 197–200. <https://doi.org/10.1109/ISCT.2019.8901019>
- Ahmed Bhuiyan, R., Ahmed, N., Amiruzzaman, M., & Islam, M. R. (2020). A Robust Feature Extraction Model for Human Activity Characterization Using 3-Axis Accelerometer and Gyroscope Data. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 20(23), E6990. <https://doi.org/10.3390/s20236990>
- Al-Amri, M., Nicholas, K., Button, K., Sparkes, V., Sheeran, L., & Davies, J. (2018). Inertial Measurement Units for Clinical Movement Analysis: Reliability and Concurrent Validity. *Sensors*, 18(3), 719. <https://doi.org/10.3390/s18030719>
- Arcuria, G., Marcotulli, C., Amuso, R., Dattilo, G., Galasso, C., Pierelli, F., & Casali, C. (2020). Developing a smartphone application, triaxial accelerometer-based, to quantify static and dynamic balance deficits in patients with cerebellar ataxias. *Journal of Neurology*, 267(3), 625–639. <https://doi.org/10.1007/s00415-019-09570-z>

- Boonstra, M. C., van der Slikke, R. M. A., Keijsers, N. L. W., van Lummel, R. C., de Waal Malefijt, M. C., & Verdonchot, N. (2006). The accuracy of measuring the kinematics of rising from a chair with accelerometers and gyroscopes. *Journal of Biomechanics*, *39*(2), 354–358. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.11.021>
- Barbosa, B. R., Almeida, J. M. de, Barbosa, M. R., & Rossi-Barbosa, L. A. R. (2014). Avaliação da capacidade funcional dos idosos e fatores associados à incapacidade. *Ciência & Saúde Coletiva*, *19*, 3317–3325. <https://doi.org/10.1590/1413-81232014198.06322013>
- Barela, J. A. (2000). Strategies of control in complex movements: Perception-action cycle in postural control. *Revista Paulista de Educação Física*, *79*–88. <https://doi.org/10.11606/issn.2594-5904.rpef.2000.139616>
- Bergquist, R., Vereijken, B., Mellone, S., Corzani, M., Helbostad, J. L., & Taraldsen, K. (2020). App-based Self-administrable Clinical Tests of Physical Function: Development and Usability Study. *JMIR MHealth and UHealth*, *8*(4), e16507. <https://doi.org/10.2196/16507>
- Byun, S., Han, J. W., Kim, T. H., & Kim, K. W. (2016). Test-Retest Reliability and Concurrent Validity of a Single Tri-Axial Accelerometer-Based Gait Analysis in Older Adults with Normal Cognition. *PLOS ONE*, *11*(7), e0158956. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0158956>
- Capela, N. A., Lemaire, E. D., Baddour, N., Rudolf, M., Goljar, N., & Burger, H. (2016). Evaluation of a smartphone human activity recognition application with able-bodied and stroke participants. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, *13*, 5. <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0114-0>
- Caruthers, E. J., Thompson, J. A., Chaudhari, A. M. W., Schmitt, L. C., Best, T. M., Saul, K. R., & Siston, R. A. (2016). Muscle Forces and Their Contributions to Vertical and Horizontal Acceleration of the Center of Mass During Sit-to-Stand Transfer in Young, Healthy Adults. *Journal of Applied Biomechanics*, *32*(5), 487–503. <https://doi.org/10.1123/jab.2015-0291>
- Cerrito, A., Bichsel, L., Radlinger, L., & Schmid, S. (2015). Reliability and validity of a smartphone-based application for the quantification of the sit-to-stand movement in healthy seniors. *Gait & Posture*, *41*(2), 409–413. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.11.001>
- Chan, M. H. M., Keung, D. T. F., Lui, S. Y. T., & Cheung, R. T. H. (2016). A validation study of a smartphone application for functional mobility assessment of the elderly. *Hong Kong Physiotherapy Journal: Official Publication of the Hong Kong Physiotherapy Association Limited = Wu Li Chih Liao*, *35*, 1–4. <https://doi.org/10.1016/j.hkpj.2015.11.001>
- Cippitelli, E., Gasparrini, S., Spinsante, S., Gambi, E., Verdini, F., Burattini, L., ... Fioretti, S. (2015). Validation of an optimized algorithm to use Kinect in a non-structured environment for Sit-to-Stand analysis. *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 5078–5081. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7319533>
- Cuesta-Vargas, A. I., Pajares, B., Trinidad-Fernandez, M., Alba, E., & Roldan-Jiménez, C. (2020). Inertial Sensors Embedded in Smartphones as a Tool for Fatigue Assessment Based on Acceleration in Survivors of Breast Cancer. *Physical Therapy*, *100*(3), 447–456. <https://doi.org/10.1093/ptj/pzz173>

- Culhane, K. M., O'Connor, M., Lyons, D., & Lyons, G. M. (2005). Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age and Ageing*, *34*(6), 556–560. <https://doi.org/10.1093/ageing/afi192>
- da Silva, F. G., & Galeazzo, E. (2013). Accelerometer based intelligent system for human movement recognition. *5th IEEE International Workshop on Advances in Sensors and Interfaces IWASI*, 20–24. <https://doi.org/10.1109/IWASI.2013.6576063>
- Della Mea, V., Quattrin, O., & Parpinel, M. (2017). A feasibility study on smartphone accelerometer-based recognition of household activities and influence of smartphone position. *Informatics for Health & Social Care*, *42*(4), 321–334. <https://doi.org/10.1080/17538157.2016.1255214>
- Doheny, E. P., Fan, C. W., Foran, T., Greene, B. R., Cunningham, C., & Kenny, R. A. (2011). 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, 2011*, 3063–3066. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6090837>
- Doheny, E. P., Walsh, C., Foran, T., Greene, B. R., Fan, C. W., Cunningham, C., & Kenny, R. A. (2013). Falls classification using tri-axial accelerometers during the five-times-sit-to-stand test. *Gait & Posture*, *38*(4), 1021–1025. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.05.013>
- Farqalit, R., & Shahnawaz, A. (2013). Effect of foot position during sit-to-stand training on balance and upright mobility in patients with chronic stroke. *Hong Kong Physiotherapy Journal*, *31*(2), 75–80. <https://doi.org/10.1016/j.hkpj.2013.06.001>
- Fernandes, Â., Sousa, A. S. P., Couras, J., Rocha, N., & Tavares, J. M. R. S. (2015). Influence of dual-task on sit-to-stand-to-sit postural control in Parkinson's disease. *Medical Engineering & Physics*, *37*(11), 1070–1075. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.08.011>
- Galán-Mercant, A., Barón-López, F. J., Labajos-Manzanares, M. T., & Cuesta-Vargas, A. I. (2014). Reliability and criterion-related validity with a smartphone used in timed-up-and-go test. *BioMedical Engineering OnLine*, *13*(1), 156. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-156>
- González Rojas, H. A., Cuevas, P. C., Zayas Figueras, E. E., Foix, S. C., & Sánchez Egea, A. J. (2018). Time measurement characterization of stand-to-sit and sit-to-stand transitions by using a smartphone. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *56*(5), 879–888. <https://doi.org/10.1007/s11517-017-1728-5>
- Hellec, J., Chorin, F., Castagnetti, A., & Colson, S. S. (2020). Sit-To-Stand Movement Evaluated Using an Inertial Measurement Unit Embedded in Smart Glasses—A Validation Study. *Sensors*, *20*(18), 5019. <https://doi.org/10.3390/s20185019>
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, *35*(suppl_2), ii7–ii11. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>
- Horak, F. B. (2009). Postural Control. In M. D. Binder, N. Hirokawa, & U. Windhorst (Orgs.), *Encyclopedia of Neuroscience* (p. 3212–3219). https://doi.org/10.1007/978-3-540-29678-2_4708

- Howcroft, J., Kofman, J., & Lemaire, E. D. (2013). Review of fall risk assessment in geriatric populations using inertial sensors. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *10*(1), 91. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-91>
- Hsieh, K. L., Roach, K. L., Wajda, D. A., & Sosnoff, J. J. (2019). Smartphone technology can measure postural stability and discriminate fall risk in older adults. *Gait & Posture*, *67*, 160–165. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.10.005>
- Jones, C. J., Rikli, R. E., & Beam, W. C. (1999). A 30-s Chair-Stand Test as a Measure of Lower Body Strength in Community-Residing Older Adults. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *70*(2), 113–119. <https://doi.org/10.1080/02701367.1999.10608028>
- Jeon, W., Jensen, J. L., & Griffin, L. (2019). Muscle activity and balance control during sit-to-stand across symmetric and asymmetric initial foot positions in healthy adults. *Gait & Posture*, *71*, 138–144. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.04.030>
- Kleiner, A. F. R., Schlittler, D. X. D. C., & Arias, M. D. R. S. (2011). O papel dos sistemas visual, vestibular, somatosensorial e auditivo para o controle postural. *Revista Neurociências*, *19*(2), 349–357.
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, *15*(2), 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Kosse, N. M., Caljouw, S., Vervoort, D., Vuillerme, N., & Lamoth, C. J. C. (2015). Validity and Reliability of Gait and Postural Control Analysis Using the Tri-axial Accelerometer of the iPod Touch. *Annals of Biomedical Engineering*, *43*(8), 1935–1946. <https://doi.org/10.1007/s10439-014-1232-0>
- Lagravinese, G., Bisio, A., Ruggeri, P., Bove, M., & Avanzino, L. (2017). Learning by observing: The effect of multiple sessions of action-observation training on the spontaneous movement tempo and motor resonance. *Neuropsychologia*, *96*, 89–95. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2016.09.022>
- Li, J., Xue, Q., Yang, S., Han, X., Zhang, S., Li, M., & Guo, J. (2021). Kinematic analysis of the human body during sit-to-stand in healthy young adults. *Medicine*, *100*(22), e26208. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000026208>
- Lipsmeier, F., Taylor, K. I., Kilchenmann, T., Wolf, D., Scotland, A., Schjodt-Eriksen, J., Cheng, W.-Y., Fernandez-Garcia, I., Siebourg-Polster, J., Jin, L., Soto, J., Verselis, L., Boess, F., Koller, M., Grundman, M., Monsch, A. U., Postuma, R. B., Ghosh, A., Kremer, T., ... Lindemann, M. (2018). 5 Evaluation of smartphone-based testing to generate exploratory outcome measures in a phase 1 Parkinson's disease clinical trial. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society*, *33*(8), 1287–1297. <https://doi.org/10.1002/mds.27376>
- Madhushri, P., Dzhagaryan, A. A., Jovanov, E., & Milenkovic, A. (2016). A Smartphone Application Suite for Assessing Mobility. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference*, 2016, 3117–3120. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2016.7591389>

- Madhushri, P., Jovanov, E., Milenkovic, A., & Shtessel, Y. (2017). A model based analysis of optimality of sit-to-stand transition. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference, 2017*, 2398–2401. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2017.8037339>
- Marques, D. L., Neiva, H. P., Pires, I. M., Zdravevski, E., Mihajlov, M., Garcia, N. M., Ruiz-Cárdenas, J. D., Marinho, D. A., & Marques, M. C. (2021). 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 (Basel, Switzerland)*, 21(6), 2050. <https://doi.org/10.3390/s21062050>
- Martinez-Hernandez, U., & Dehghani-Sani, A. A. (2019). Probabilistic identification of sit-to-stand and stand-to-sit with a wearable sensor. *Pattern Recognition Letters*, 118, 32–41. <https://doi.org/10.1016/j.patrec.2018.03.020>
- Millor, N., Lecumberri, P., Gómez, M., Martínez-Ramírez, A., & Izquierdo, M. (2013). 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*, 10(1), 86. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-86>
- Millor, N., Lecumberri, P., Gomez, M., Martinez-Ramirez, A., Rodriguez-Manas, L., Garcia-Garcia, F. J., & Izquierdo, M. (2013). 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*, 17(4), 820–827. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2013.2238243>
- Nishiguchi, S., Yamada, M., Nagai, K., Mori, S., Kajiwara, Y., Sonoda, T., Yoshimura, K., Yoshitomi, H., Ito, H., Okamoto, K., Ito, T., Muto, S., Ishihara, T., & Aoyama, T. (2012). Reliability and Validity of Gait Analysis by Android-Based Smartphone. *Telemedicine and E-Health*, 18(4), 292–296. <https://doi.org/10.1089/tmj.2011.0132>
- Ozinga, S. J., & Alberts, J. L. (2014). Quantification of postural stability in older adults using mobile technology. *Experimental Brain Research*, 232(12), 3861–3872. <https://doi.org/10.1007/s00221-014-4069-8>
- Parvaneh, S., Mohler, J., Toosizadeh, N., Grewal, G. S., & Najafi, B. (2017). Postural Transitions during Activities of Daily Living Could Identify Frailty Status: Application of Wearable Technology to Identify Frailty during Unsupervised Condition. *Gerontology*, 63(5), 479–487. <https://doi.org/10.1159/000460292>
- Ponti, M., Bet, P., Oliveira, C. L., & Castro, P. C. (2017). Better than counting seconds: Identifying fallers among healthy elderly using fusion of accelerometer features and dual-task Timed Up and Go. *PLOS ONE*, 12(4), e0175559. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0175559>
- Rikli, R. E., & Jones, C. J. (1999). Development and Validation of a Functional Fitness Test for Community-Residing Older Adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 7(2), 129–161. <https://doi.org/10.1123/japa.7.2.129>
- Rivolta, M. W., Aktaruzzaman, Md., Rizzo, G., Lafortuna, C. L., Ferrarin, M., Bovi, G., Bonardi, D. R., Caspani, A., & Sassi, R. (2019). Evaluation of the Tinetti score and fall risk assessment via accelerometry-based movement analysis. *Artificial Intelligence in Medicine*, 95, 38–47. <https://doi.org/10.1016/j.artmed.2018.08.005>

- Rosati, S., Balestra, G., & Knaflitz, M. (2018). Comparison of Different Sets of Features for Human Activity Recognition by Wearable Sensors. *Sensors*, *18*(12), 4189. <https://doi.org/10.3390/s18124189>
- Saha, J., Chowdhury, C., & Biswas, S. (2018). Two phase ensemble classifier for smartphone based human activity recognition independent of hardware configuration and usage behaviour. *Microsystem Technologies*, *24*(6), 2737–2752. <https://doi.org/10.1007/s00542-018-3802-9>
- Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, *86*(2), 420–428. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.86.2.420>
- Souza, A. C. de, Alexandre, N. M. C., Guirardello, E. de B., Souza, A. C. de, Alexandre, N. M. C., & Guirardello, E. de B. (2017). Propriedades psicométricas na avaliação de instrumentos: Avaliação da confiabilidade e da validade. *Epidemiologia e Serviços de Saúde*, *26*(3), 649–659. <https://doi.org/10.5123/S1679-49742017000300022>
- Spyropoulos, G., Tsatalas, T., Tsaopoulos, D. E., Sideris, V., & Giakas, G. (2013). Biomechanics of sit-to-stand transition after muscle damage. *Gait & Posture*, *38*(1), 62–67. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.10.013>
- Tsuji, T., Tsunoda, K., Mitsuishi, Y., & Okura, T. (2015). Ground Reaction Force in Sit-to-stand Movement Reflects Lower Limb Muscle Strength and Power in Community-dwelling Older Adults. *International Journal of Gerontology*, *9*(2), 111–118. <https://doi.org/10.1016/j.ijge.2015.05.009>
- Viecelli, C., Graf, D., Aguayo, D., Hafen, E., & Fuchslin, R. M. (2020). Using smartphone accelerometer data to obtain scientific mechanical-biological descriptors of resistance exercise training. *PloS One*, *15*(7), e0235156. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0235156>
- Yamada, T., & Demura, S. (2010). The relationship of force output characteristics during a sit-to-stand movement with lower limb muscle mass and knee joint extension in the elderly. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, *50*(3), e46–e50. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2009.05.009>
- Zijlstra, A., Mancini, M., Lindemann, U., Chiari, L., & Zijlstra, W. (2012). 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*, *9*, 75. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-75>
- Zijlstra, W., Bisseling, R. W., Schlumbohm, S., & Baldus, H. (2010). A body-fixed-sensor-based analysis of power during sit-to-stand movements. *Gait & Posture*, *31*(2), 272–278. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.11.003>

ANEXO I

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – TCLE

BASEADO NAS DIRETRIZES CONTIDAS NA RESOLUÇÃO CNS Nº466/2012, MS.

Prezado (a) Senhor (a)

Você está sendo convidado(a) a participar voluntariamente da pesquisa intitulada “*Validação do smartphone na avaliação de um teste motor*”, a ser executada no Laboratório de Estudos do Movimento Humano – LEMOH da UFPA. A pesquisa tem por objetivo avaliar se o *smartphone* produz medidas confiáveis para análise do desempenho motor no teste motor de sentar e levantar da cadeira em 30 segundos. Para isso serão analisados os dados de aceleração extraídos do celular por um aplicativo (*Mobili App*) que irá marcar as acelerações do centro de massa do corpo (localizado na terceira vertebra da lombar-L3). Inicialmente você será submetido(a) a uma avaliação física para verificar se apresenta algum fator que o impossibilite de executar a atividade funcional proposta; caso apresente condições físicas para executar a tarefa, você passa a fase seguinte de execução do teste motor. Para a realização do teste será fixado um *smartphone* e um acelerômetro na região lombar por meio de cinto ajustável e de um marcador reflexivo sobre o *smartphone* para servir como referência para análise cinemática pelas câmeras de captação do movimento, para comparação da aferição da aceleração entre os instrumentos avaliativos; também será utilizada uma plataforma de força para avaliar o equilíbrio postural na tarefa. O processo avaliativo terá uma duração média de 60-90 min entre avaliação, ajustes de equipamentos, sessões de treino e execução do teste com coleta de dados de acelerometria.

Solicitamos ainda sua autorização para apresentar os resultados deste estudo em eventos da área de saúde e publicar em revista científica nacional e/ou internacional. Por ocasião da publicação dos resultados, seu nome será mantido em sigilo absoluto. Os dados coletados constituirão um banco de dados que ficará sob a guarda dos pesquisadores do projeto por cinco anos, podendo, eventualmente, ser utilizados em pesquisas futuras. Depois desse prazo, os dados serão destruídos.

Informamos que essa pesquisa apresenta um caráter avaliativo dentro de uma atividade funcional com riscos ergonômicos durante sua execução e a qualquer momento em situação de desconforto físico o participante tem o direito de desistir do teste sem qualquer ônus. É possível que este estudo não traga benefícios diretos a você, mas contribuirá com conhecimento acadêmico e de pesquisas futuras para utilização do *smartphone* na tentativa de diminuir os custos de análise do movimento, se comparado as câmeras de cinemetria; facilitando inclusive sua utilização para atividades avaliativas em ambientes externos dada a facilidade de transporte e utilização do celular. Esta pesquisa tem aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do Núcleo de Medicina Tropical/UFPA, localizado na Av. Generalíssimo Deodoro, nº 92, bairro Umarizal, CEP: 66055-240, Fone: (91) 3201-0961, e-mail: cepnmt@ufpa.br.

O pesquisador estará a sua disposição para qualquer esclarecimento que considere necessário em qualquer etapa da pesquisa, deixando disponível seu contato e endereço profissional como segue: Tel (91) 98282-1001, e-mail: eduardocvf@gmail.com, endereço profissional: Clínica Funcional Center, situada a Tv. 14 de março, n 2197, Nazaré, Belém-PA, CEP: 66035-180.

Eduardo Veloso

Considerando, que fui informado(a) dos objetivos e da relevância do estudo proposto, de como será minha participação, dos procedimentos e riscos decorrentes deste estudo, declaro o meu consentimento em participar da pesquisa, como também concordo que os dados obtidos na investigação sejam utilizados para fins científicos (divulgação em eventos e publicações). Estou ciente que receberei uma via desse documento.



Belém-PA, ____ de _____ de _____

Impressão dactiloscópica

Assinatura do participante ou responsável legal

ANEXO II
FICHA DE AVALIAÇÃO FÍSICA

NOME:	IDADE:
SEXO:	
MATRÍCULA:	

MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS:

PESO (Kg):	
ALTURA (cm):	

AVALIAÇÃO FÍSICA:

- PA (mmHg): ____/____

- Presença de deformidades articulares (coluna e MMII)?

() Não () Sim / Onde? _____

- Presença de alterações neurológicas:

() Não () Sim / Onde? _____

- Presença de alterações reumáticas (coluna e MMII)?

() Não () Sim / Onde? _____

- Doenças pré-existentes?

() Não () Sim / Qual? _____

APÊNDICE I

TERMO DE CONSENTIMENTO DA INSTITUIÇÃO

Coordenação do Instituto de Ciências da Saúde - ICS/UFPA

Pelo presente termo e na qualidade de responsável por essa instituição (ICS/UFPA), declaro que aceito a realização do projeto de pesquisa intitulado "Validação do *smartphone* na avaliação de um teste motor", a ser realizado no Laboratório de Estudos da Motricidade Humana* (LEMOH/ICS/UFPA) pelo aluno Eduardo Candido Veloso Ferreira do programa de pós-graduação em Neurociências e Comportamento da Universidade Federal do Pará, sob orientação do professor Dr. Anselmo Costa.

Belém, 15 de fevereiro de 2020.



Assinatura do responsável

ICS/UFPA
 Instituto de Ciências da Saúde
 Universidade Federal do Pará
 Tel: (11) 3211-1111

*LEMOH/ICS/UFPA situado a avenida Generalíssimo Deodoro, 01 – Umarizal, Belém – PA, 66050-160}

APÊNDICE II

CARTA DE ENCAMINHAMENTO

Belém, 15 de fevereiro de 2020.

À Coordenação do Comitê de Ética em Pesquisa do Núcleo de Medicina Tropical -
NMT/UFPA

Sr. Coordenador(a),

Encaminho uma cópia do projeto de pesquisa intitulado "Validação do smartphone na avaliação de um teste motor" para análise por este Comitê de Ética.

Declaro que este projeto de pesquisa será realizado como dissertação de Mestrado pelo aluno Eduardo Candido Veloso Ferreira do Curso de Pós-graduação em Neurociências e Comportamento – PPGNC / UFPA.

No aguardo de manifestações, coloco-me à disposição para quaisquer esclarecimentos.

Atenciosamente,



(Assinatura do pesquisador responsável)

Nome: Eduardo Candido Veloso Ferreira

E-mail: eduardocvf@gmail.com

Telefone: (91) 98282-1001 (zap)

APÊNDICE III



**UFPA - NÚCLEO DE MEDICINA
TROPICAL-NMT**



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Validação do smartphone na avaliação de um teste motor

Pesquisador: EDUARDO CANDIDO VELOSO FERREIRA

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 28893219.4.0000.5172

Instituição Proponente: Núcleo de Teoria e Pesquisa do Comportamento

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.966.255

Apresentação do Projeto:

Trata-se de projeto de dissertação de mestrado, do Programa de Pós-graduação em Neurociências e Comportamento, do Núcleo de Teoria e Pesquisa do Comportamento, da Universidade Federal do Pará. Neste se busca avaliar e validar o uso de smartphones na avaliação de um teste motor, utilizando-se o acelerômetro do aparelho.

Objetivo da Pesquisa:

Geral

Validar o acelerômetro de smartphone para medida de aceleração do CoM e avaliação do equilíbrio, no teste de sentar e levantar em 30 segundos.

Secundários

- Observar se os dados coletados pelo aplicativo de acelerômetro, instalado em um smartphone android, é capaz de extrair medidas de aceleração do CoM de forma tão eficiente quanto um acelerômetro profissional e a cinemática para identificar as fases de impulso inicial, sentar-levantar e levantar-sentar;

- Observar se os dados de aceleração captados pelo acelerômetro triaxial do smartphone android se correlacionam com os escores de desempenho no teste de sentar e levantar da cadeira em 30 segundos; diferenciando entre tentativas corretas e falhas de execução da tarefa por não realizar o

Endereço: Av. Generalíssimo Deodoro, 92

Bairro: Umarizal

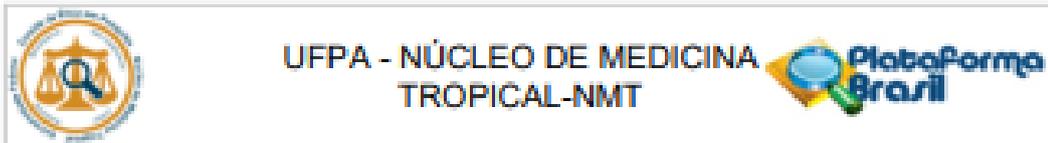
CEP: 66.055-340

UF: PA

Município: BELEM

Telefone: (91)3201-0901

E-mail: cepbel@ufpa.br



Continuação do Protocolo: 3.666.265

movimento completo de sentar e levantar, por exemplo, dando maior robustez nos critérios de análise quantitativa do referido teste;

- Observar se as métricas de média quadrada quadrática (Root Mean Square - RMS) extraídas do smartphone, se correlacionam com COP AP, COP ML e 95% de confiança da elipse para avaliação do equilíbrio postural na função de sentar e levantar.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Informamos que essa pesquisa apresenta um caráter avaliativo dentro de uma atividade funcional com riscos ergonômicos durante sua execução e a qualquer momento em situação de desconforto físico o participante tem o direito de desistir do teste sem qualquer ônus.

Benefícios:

É possível que este estudo não traga benefícios diretos ao participante, mas contribuirá com conhecimento acadêmico e com a realização de pesquisas futuras para utilização do smartphone na tentativa de diminuir os custos de análise do movimento, se comparado as câmeras de cinemática; facilitando inclusive sua utilização em atividades avaliativas em ambientes externos, dada a facilidade de transporte e utilização do smartphone.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Projeto de pesquisa descrito com detalhes. Havia sido identificado na relatoria passada alguns pontos a serem corrigidos/respondidos pelo pesquisador, que eram:

- Não era informado como se chegou ao tamanho amostral necessário de 50 pessoas;

Resposta:

Amostra diminuída para 30 participantes, calculada segundo o descrito na brochura do projeto, da seguinte forma: "A amostra foi calculada considerando a média e desvio padrão com base nos estudos realizados anteriormente (Galán-Mercant & Cuesta-Vargas, 2014; Giensanti et al., 2007; Kuznetsov et al., 2018; Miller, Lecumberri, Gomez, et al., 2013; Najafi et al., 2003; Pickford et al., 2019) com uso de acelerômetro e smartphones para reconhecimento de padrões de movimento em testes funcionais, aceitando erro de 5%, com poder de 90%."

- No TCLE era apresentada a seguinte frase: "Os dados coletados constituirão um banco de dados que ficará sob a guarda dos pesquisadores do projeto por cinco anos, podendo, eventualmente,

Endereço: Av. Generalíssimo Deodoro, 92
 Bairro: Umarizal CEP: 66.055-340
 UF: PA Município: BELEM
 Telefone: (91)3201-0901 E-mail: cepbel@ufpa.br



UFPA - NÚCLEO DE MEDICINA
TROPICAL-NMT



Continuação do Parecer: 3.069.255

ser utilizados em pesquisas futuras." Todavia, o tempo mencionado ultrapassava o tempo informado no cronograma da pesquisa.

Resposta: O trecho foi substituído por: "Os dados coletados constituirão um banco de dados que ficará sob a guarda dos pesquisadores do projeto até a finalização da pesquisa, podendo eventualmente, ser utilizados em apresentações de congressos, palestras e publicação em revistas científicas. Depois desse prazo, os dados serão destruídos."

- Ainda, no TCLE era informado o texto no item de riscos: "uma atividade funcional com riscos ergonômicos durante sua execução". Que riscos são estes?

Resposta: "riscos ergonômicos de desequilíbrio postural e fadiga muscular durante sua execução"

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Foram apresentados os seguintes documentos: - Folha de rosto assinada;

- TCLE;
- Cronograma;
- Projeto detalhado;
- Declaração institucional de anuência;
- Declaração de isenção de onus institucional; - Termo de compromisso do pesquisador;
- Aceite do orientador;
- Carta de encaminhamento do projeto.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado.

Considerações Finais a critério do CEP:

Diante do exposto, este Colegiado manifesta-se pela **APROVAÇÃO** do protocolo de pesquisa por estar de acordo com a Resolução CNS nº466/2012 e 510/2016, e Norma Operacional 001/2013.

Considerando as questões referentes ao COVID-19, o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do NMT-UFPA esclarece e orienta o pesquisador responsável:

Da aprovação do protocolo de pesquisa por parte do Comitê não decorre a obrigatoriedade da realização, de maneira imediata, da parte da pesquisa que envolve seres humanos;

O cronograma da pesquisa pode ser alterado a qualquer tempo, desde que o pesquisador informe, antecipadamente, ao Comitê a alteração por meio da Plataforma Brasil, via EMENDA. Portanto, dadas as condições atuais, orienta-se para a prorrogação da etapa da pesquisa que envolve seres humanos, quando esta implicar contato físico, de maneira que seja realizada quando nem o

Endereço: Av. Generalíssimo Deodoro, 92

Bairro: Umarizal

CEP: 66.055-240

UF: PA

Município: BELEM

Telefone: (91)3201-0961

E-mail: cepbel@ufpa.br



UFFA - NÚCLEO DE MEDICINA TROPICAL-NMT



Continuação do Parecer: 3.966.255

pesquisador e nem o participante da pesquisa sejam colocados em risco.

Todos os pesquisadores devem evitar o contato físico com os participantes de pesquisa. Em caso de impossibilidade, devem realizar suas pesquisas de acordo com as recomendações de prevenção de contágio e transmissão do COVID-19, divulgadas pelos órgãos competentes.

Esclarecemos que a responsabilidade do pesquisador é indelegável, indeclinável e compreende os aspectos éticos e legais.

Cabe ainda ao pesquisador:

- a) desenvolver o projeto conforme delineado;
- b) elaborar e apresentar os relatórios parciais e final para este CEP;
- c) apresentar dados solicitados pelo CEP ou pela CONEP a qualquer momento;
- d) manter os dados da pesquisa em arquivo, físico ou digital, sob sua guarda e responsabilidade, por um período de 5 anos após o término da pesquisa;
- e) encaminhar os resultados da pesquisa para publicação, com os devidos créditos aos pesquisadores associados e ao pessoal técnico integrante do projeto;
- f) justificar fundamentadamente, perante o CEP ou a CONEP, alteração ou interrupção do projeto ou a não publicação dos resultados.
- g) comunicar antecipadamente alterações no cronograma por meio da Plataforma Brasil via Emenda.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_P ROJETO_1487789.pdf	11/03/2020 11:12:04		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_CEP.docx	11/03/2020 11:10:12	EDUARDO CANDIDO VELOSO FERREIRA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.docx	11/03/2020 11:08:38	EDUARDO CANDIDO VELOSO FERREIRA	Aceito
Cronograma	Cronograma.docx	11/03/2020 11:07:45	EDUARDO CANDIDO VELOSO FERREIRA	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Termo_consentimento_instituicao.pdf	15/01/2020 19:28:56	EDUARDO CANDIDO VELOSO FERREIRA	Aceito

Endereço: Av. Generalíssimo Deodoro, 92

Bairro: Umarizal

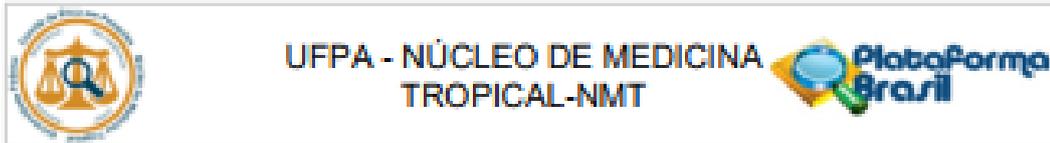
CEP: 66.055-240

UF: PA

Município: BELEM

Telefone: (91)3201-0981

E-mail: cepbel@ufpa.br



Continuação do Parecer: 3.666.255

Outros	Carta_encaminhamento.pdf	15/01/2020 19:26:13	EDUARDO CANDIDO VELOSO FERREIRA	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	18/12/2019 19:20:59	EDUARDO CANDIDO VELOSO FERREIRA	Aceito
Outros	Declaracao_isencao_onus_UFPA.pdf	18/12/2019 19:19:00	EDUARDO CANDIDO VELOSO FERREIRA	Aceito
Outros	Termo_compromisso.pdf	18/12/2019 19:17:19	EDUARDO CANDIDO VELOSO FERREIRA	Aceito
Outros	Aceite_orientador.pdf	18/12/2019 19:14:43	EDUARDO CANDIDO VELOSO FERREIRA	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BELEM, 13 de Abril de 2020

Assinado por:
FABIOLA ELIZABETH VILLANOVA
 (Coordenador(a))

Endereço: Av. Generalíssimo Deodoro, 82
Bairro: Umarizal
UF: PA **Município:** BELEM
Telefone: (91)3201-0061

CEP: 66.055-240

E-mail: cepbel@ufpa.br