



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

MANUELA BRITO DUARTE

**VALIDAÇÃO DE DISPOSITIVOS MÓVEIS PARA AVALIAÇÃO DE AJUSTES  
POSTURAS ANTECIPATÓRIOS E COMPENSATÓRIOS**

BELÉM

2021

MANUELA BRITO DUARTE

**VALIDAÇÃO DE DISPOSITIVOS MÓVEIS PARA AVALIAÇÃO DE AJUSTES  
POSTURAIS ANTECIPATÓRIOS E COMPENSATÓRIOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano – PPGCMH, do Instituto de Ciências da Saúde, da Universidade Federal do Pará, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Profa. Dra. Bianca Callegari

BELÉM – PA

2021

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

---

D812v Duarte, Manuela Brito.  
Validação de dispositivos móveis para avaliação de ajustes  
posturais antecipatórios e compensatórios. / Manuela Brito Duarte.  
— 2021.  
71 f. : il. color.

Orientador(a): Profª. Dra. Bianca Callegari  
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Pará,  
Instituto de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em  
Ciências do Movimento Humano, Belém, 2021.

1. Validação. 2. Ajustes posturais. 3. Sensores inerciais. 4.  
Equilíbrio postural. 5. Dispositivos móveis. I. Título.

CDD 612.044

---

MANUELA BRITO DUARTE

**VALIDAÇÃO DE DISPOSITIVOS MÓVEIS PARA AVALIAÇÃO DE AJUSTES  
POSTURAS ANTECIPATÓRIOS E COMPENSATÓRIOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano – PPGCMH, do Instituto de Ciências da Saúde, da Universidade Federal do Pará, como parte dos requisitos necessários para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Profa. Dra. Bianca Callegari

DATA DA AVALIAÇÃO: \_\_ / \_\_ / \_\_\_\_

CONCEITO: \_\_\_\_\_

**BANCA EXAMINADORA**

Profª. Dra. Bianca Callegari  
Orientadora – PPGCMH/UFPA

Prof. Dr. João Simão de Melo Neto  
(PPGCMH/UFPA)

Prof. Dr. Areolino Pena Matos  
(PPGCS/Universidade Federal do Amapá)

BELÉM  
2021

## RESUMO

**Artigo 1:** Os ajustes posturais são desencadeados pelo sistema nervoso central em resposta a perturbações externas e consistem em ajustes antecipatórios (APAs) ou compensatórios (CPAs). Os APAs são recrutamento muscular, associados ou não ao deslocamento do Centro de Pressão, de forma antecipada às perturbações previsíveis. Já os CPAs são gerados em decorrência do desequilíbrio, posterior à perturbação. Atualmente, o estudo de APA e CPA é restrito a laboratórios de pesquisa devido a necessidade de equipamentos específicos, de difícil manuseio e ao alto custo. O objetivo deste projeto foi validar um aplicativo para dispositivo móvel (*Momentum*) para a avaliação dos APAs e CPAs. Jovens saudáveis foram submetidos a uma perturbação externa previsível, produzida pelo impacto de um pêndulo. Utilizamos um equipamento padrão ouro para comparar os resultados obtidos pelo *Momentum*. Os resultados de validação, a latência da APA ( $APA_{onset}$ ), o pico máximo ( $ACC_{peaktime}$ ) e a variação da aceleração ( $ACC_{peak}$ ) após o impacto e o tempo para atingir o pico ( $ACC_{peak}$ ) foram os parâmetros que apresentaram mais fortes índices de correlação ( $r$ ). Na confiabilidade, o *Momentum* obteve correlação muito grande na  $APA_{onset}$  e na  $APA_{amp}$ . Na CPA, apenas o  $ACC_{range}$  obteve correlação excelente, os demais parâmetros apresentaram correlação de razoável a alta. Em geral, o *Momentum* se mostrou válido e confiável para avaliação de APAs e CPAs. **Artigo 2:** Novas tecnologias principalmente no ambiente esportivo onde o rendimento e poder de competitividade são imprescindíveis, destaca-se o emprego de sensores inerciais para análises e avaliações no esporte, ao passo que sejam fidedignas aos equipamentos padrão ouro de avaliação. O objetivo deste artigo foi validar os sinais de aceleração do centro de massa (COM) na fase antecipatória e compensatória da perturbação comparando os dois equipamentos (*Metamotion C* e cinemática). Vinte jovens saudáveis em pé foram expostos ao paradigma do pêndulo que consistiu em perturbações anteroposteriores previsíveis provocadas ao nível dos ombros. Os resultados de validação evidenciaram correlação linear significativa de todas as variáveis de moderada a grande com  $r \geq 0,5$ . A confiabilidade entre as sessões da cinemática foram excelentes ( $\geq 0,75$ ). A variável  $APA_{onset}$  apresentou ICC razoável a alto, já o  $CPA_{time}$  evidenciou uma excelente correlação. Os resultados evidenciam que o *Metamotion C* se mostrou confiável e válido na mensuração de aceleração do COM tanto na APA quanto na CPA.

**Palavras-chave:** Ajustes Posturais Antecipatórios, Ajustes Posturais Compensatórios. Sensores Inerciais, Equilíbrio postural, Dispositivos móveis.

## ABSTRACT

**Article 1:** Postural adjustments are triggered by the central nervous system in response to external disturbances and consist of anticipatory (APAs) or compensatory (CPAs) adjustments. APAs are muscle recruitment, associated or not with the displacement of the Center of Pressure, in advance of predictable disturbances. CPAs, on the other hand, are generated as a result of the imbalance, after the disturbance. Currently, the study of APA and CPA is restricted to research laboratories due to the need for specific equipment, difficult to handle and high cost. The objective of this project was to validate a mobile application (*Momentum*) for the evaluation of APAs and CPAs. Healthy young people were subjected to a predictable external disturbance produced by the impact of a pendulum. We used gold standard equipment to compare the results obtained by *Momentum*. Validation results, APA latency ( $APA_{\text{onset}}$ ), maximum peak ( $ACC_{\text{peaktime}}$ ) and acceleration variation ( $ACC_{\text{peak}}$ ) after impact and time to peak ( $ACC_{\text{peak}}$ ) were the parameters that showed the strongest correlation indices. ( $r$ ). In terms of reliability, *Momentum* had a very high correlation in  $APA_{\text{onset}}$  and  $APA_{\text{amp}}$ . In the CPA, only the  $ACC_{\text{range}}$  had an excellent correlation, the other parameters presented a reasonable to high correlation. In general, *Momentum* proved to be valid and reliable for evaluating APAs and CPAs. **Article 2:** New technologies mainly in the sports environment where performance and competitive power are essential, the use of inertial sensors for analysis and evaluation in sports stands out, as long as they are reliable to the gold standard evaluation equipment. The objective of this article was to validate the acceleration signals of the center of mass (COM) in the anticipatory and compensatory phase of the disturbance comparing the two equipments (*Metamotion C* and kinematics). Twenty healthy young men were exposed to the pendulum paradigm, which consisted of predictable anteroposterior disturbances provoked at the level of the shoulders. The validation results showed a significant linear correlation of all variables from moderate to large with  $r \geq 0.5$ . Reliability between kinematics sessions was excellent ( $\geq 0.75$ ). The  $APA_{\text{onset}}$  variable presented a reasonable to high ICC, while the  $CPA_{\text{time}}$  showed an excellent correlation. The results show that *Metamotion C* proved to be reliable and valid in measuring COM acceleration in both APA and CPA.

**Keywords:** Anticipatory Postural Adjustments, Compensatory Postural Adjustments. Inertial Sensors, Postural Balance, Mobile Devices.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	<b>8</b>
<b>2 REFERENCIAL TEÓRICO</b>	<b>10</b>
<b>2.1 Equilíbrio estático e Manutenção do Controle postural</b>	<b>10</b>
<b>2.2 Ajustes posturais antecipatórios e compensatórios</b>	<b>14</b>
<b>2.3 Considerações metodológicas sobre avaliação dos ajustes posturais antecipatórios e compensatórios.</b>	<b>15</b>
<b>2.4 O uso de Sensores inerciais e dispositivos móveis</b>	<b>18</b>
<b>3 OBJETIVOS</b>	<b>20</b>
<b>3.1 Objetivo primário</b>	<b>20</b>
<b>3.2 Objetivo secundário (específicos)</b>	<b>20</b>
<b>4 ARTIGOS</b>	<b>21</b>
<b>5 CONSIDERAÇÕES FINAIS</b>	<b>65</b>
<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>66</b>
<b>APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO</b>	<b>73</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O controle postural é definido como o processo no qual o sistema nervoso central (SNC), por meio da atividade muscular desencadeia padrões necessários para a manutenção do centro de massa nos limites da base de sustentação. Este processo envolve a coordenação dos sistemas sensoriais e motores. As respostas aferentes e eferentes são organizadas através de uma variedade de mecanismos ou funções do sistema nervoso central, que recebem e organizam as informações sensoriais e programam respostas motoras adequadas, garantindo a posição corporal desejada sempre que o movimento é realizado (WINTER, 1995). Para a manutenção da postura ereta o corpo realiza pequenos movimentos promovidos pela atividade dos músculos posturais para promover mudanças desejáveis na direção do centro de pressão (COP) e manter o equilíbrio (KRISHNAMOORTHY *et al.*, 2004).

Para tanto, o sistema nervoso central para a manutenção do equilíbrio faz uso de ajustes posturais antecipatórios (APAs – *Anticipatory Postural Adjustments*) e compensatórios (CPAs – *Compensatory Postural Adjustments*) (SANTOS; ARUIN, 2009). Os ajustes posturais antecipatórios (APA) consistem na ativação ou inibição antecipada de músculos posturais, que provocam deslocamento do COP antes de perturbações previsíveis ocorrerem. Após a perturbação, CPAs são mecanismos de controle baseados em feedback para restaurar o equilíbrio, através da ativação muscular para retornar o COP ao ponto inicial, após a perturbação (KANEKAR; ARUIN, 2014).

Estudos vêm investigando os APAs e CPAs, a fim de revelar em que nível do sistema nervoso estão e como são organizadas. A influência de fatores como idade, patologias, da postura adotada e da complexidade da tarefa são controversas e vem sido descritas na literatura (XIE; WANG, 2019).

Diferentes estratégias de perturbação previsível do equilíbrio são empregadas objetivando estudar APAs e CPAs (AIMOLA *et al.*, 2011). Contudo, dependendo das estratégias, da posição do sujeito, da carga da tarefa e da geometria corporal a magnitude da perturbação gerará ajustes antecipados ou não. O paradigma do pêndulo é descrito como eficaz para gerar perturbação além de padronizá-la entre os sujeitos, permitindo assim uma análise mais fidedigna (KRISHNAN; LATASH; ARUIN, 2012). Nesse paradigma, um pêndulo posicionado em frente ao sujeito é solto de uma distância calculada e com peso ajustado para causar uma perturbação de magnitude significativa. A estratégia dos APAs frente a uma perturbação anteroposterior, como ocorre nesse paradigma, permite que o COP

seja deslocado prioritariamente no sentido contrário com objetivo de suavizar a magnitude da perturbação da postura (HUANG; BROWN, 2013).

Adicionalmente, há uma relação importante entre APAs e CPAs, indicando que quando ocorre os ajustes antecipatórios e quanto maiores eles forem, menores serão os ajustes compensatórios necessários para manter a estabilidade (KANEKAR; ARUIN, 2014; SANTOS; ARUIN, 2009).

As avaliações dos ajustes posturais antecipatórios exigem equipamentos de alto custo que são apenas encontrados em laboratórios de pesquisa, e necessitam de acompanhamento e interpretação de um profissional específico o que limita o acesso da população a este tipo de avaliação. Com isso, o emprego de sensores inerciais comercialmente disponíveis, que estão presentes em dispositivos de pesquisa e em dispositivos móveis de uso comercial, busca viabilizar a praticidade e reprodutibilidade de avaliações, até então restritas, além de diminuir consideravelmente os custos (LEBEL *et al.*, 2015; NAZARAHARI; ROUHANI, 2018).

Os sensores inerciais têm sido amplamente empregados na avaliação do equilíbrio estático, tendo sido aplicado em estudos envolvendo patologias ou não. Uma recente revisão (GHISLIERI *et al.*, 2019) agrupou 47 artigos avaliando o equilíbrio postural por meio de sensores inerciais e concluíram que eles podem fornecer dados que, se processados e interpretados corretamente, podem permitir a avaliação do equilíbrio corporal de maneira mais útil, precisa, confiável e repetível.

Os autores relataram muitas aplicações como para pacientes com doença de Parkinson (HASEGAWA *et al.*, 2019; ROCCHI *et al.*, 2014), AVE (PEREZ-CRUZADO; GONZÁLEZ-SÁNCHEZ; CUESTA-VARGAS, 2014), comparações de risco de quedas (GAGO *et al.*, 2015) e até mesmo usando sensores de celular (ROEING; HSIEH; SOSNOFF, 2017).

Porém, todos esses estudos limitam-se a medidas nas direções médio-lateral (ML) e anteroposterior (AP), durante tarefas posturais de equilíbrio estático, com pequenos ângulos de oscilação. Os protocolos utilizados não incluem os APAs ou CPAs diante de uma perturbação.

Os sensores inerciais estão inseridos amplamente em diversas áreas da pesquisa de controle postural, contudo atualmente os dispositivos móveis como celulares e tablets já possuem acelerômetros e giroscópios. Além disso, esses dispositivos têm baixo custo, facilidade de disponibilidade e manuseio o que permite uma análise ainda mais acessível.

Diante disso, a presente proposta desenvolveu um aplicativo para dispositivos móveis para mensurar os APAs e CPAs durante uma perturbação previsível. Adicionalmente, objetivamos validar os sinais obtidos pelo celular com as medidas obtidas por um acelerômetro comercial e um sistema de cinemetria por vídeo. Nossa hipótese é de que, assim como os sensores inerciais comercialmente disponíveis, registros feitos por smartphones, por meio do aplicativo desenvolvido sejam capazes de avaliar os ajustes posturais, com validação relativa ao padrão ouro e com confiabilidade intrateste.

## **2 REFERENCIAL TEÓRICO**

### **2.1 Equilíbrio estático e Manutenção do Controle postural**

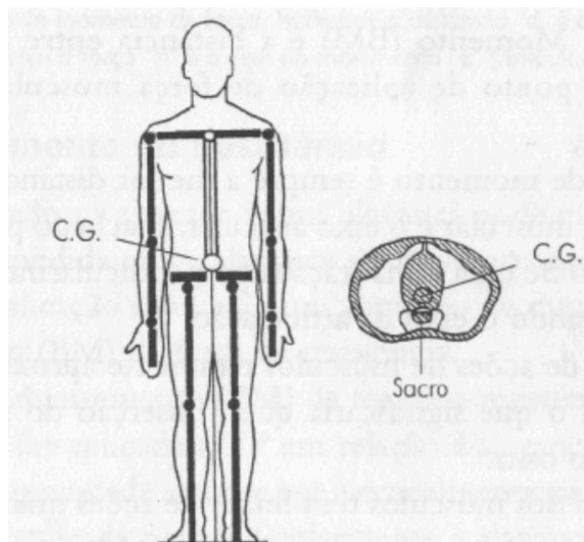
O controle postural vem sendo investigado desde 1910 por Sherrington, estudo no qual observou-se a interação de respostas reativas posturais, por meio de reflexos de extensão e flexão de membros e a participação de estruturas neurais como medula espinhal e tronco encefálico (SHERRINGTON, 1910). Posteriormente aos achados de Sherrington, o controle postural foi definido como uma organização central que envolve interações de forças externas, capacidade neuromuscular e propriedades mecânicas do corpo. Desempenhando assim as tarefas primordiais de determinar o posicionamento e orientação dos segmentos corporais e a função antigravitacional, permitindo que o centro de gravidade permaneça dentro dos limites da base de suporte em situações estacionárias (MASSION, 1994).

Partindo dessas conclusões delineou-se a discussão acerca do funcionamento do sistema de controle postural, em um estudo realizado acerca das orientações de força de contato e controle do posicionamento dos membros, descobriram que quando realizadas mudanças na orientação do vetor de força não houve mudanças correspondentes na orientação do membro, sugerindo existência de controle neural separados de parâmetros geométricos e cinéticos. Em resumo foram identificados dois sistemas de controle separados, um visando a estabilidade por meio da manutenção do centro de gravidade na base de suporte e o outro com enfoque na geometria corporal (LACQUANITI; MAIOLI, 1994). Um estudo mais atual evidenciou que o sistema postural desempenha as duas tarefas de postura (atividade tônica dos músculos) e equilíbrio (capacidade de compensar perturbações internas ou externas), contudo

envolvem circuitos neurais distintos, desempenhando uma atividade interrelacionada e também de sobreposição (IVANENKO; GURFINKEL, 2018).

O Centro de massa (COM) corresponde a um ponto imaginário onde a massa total do corpo estaria concentrada sem a tendência de rodar (Fig 1). A manutenção do equilíbrio exige que o sistema de controle postural mantenha o COM dentro da base de suporte que é definida como a mínima área que envolve o contato do corpo com o solo. Portanto, quanto maior a área de contato maior será a estabilidade fornecida ao indivíduo (MEYER; AYALON, 2006).

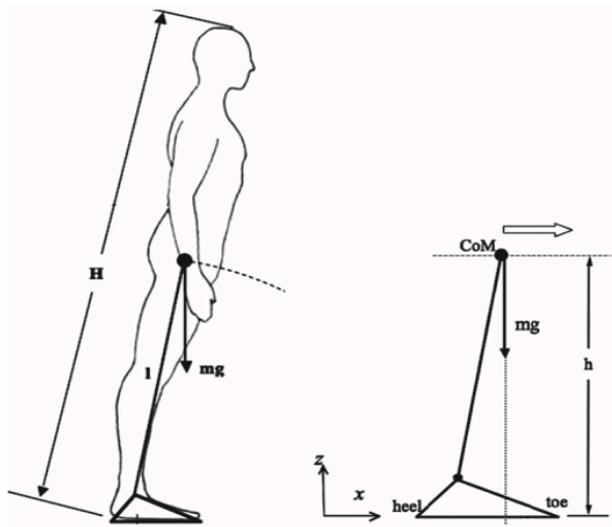
Figura 1 – Imagem do centro de gravidade correspondente ao centro de massa



Fonte: livro biomecânica da musculação, 2000.

O modelo de pêndulo invertido é o mais utilizado para descrever o controle postural estático, este modelo é caracterizado por ser como um pivô o que o torna instável. A busca pela estabilidade ocorre quando se aplica torque no pivô ou movendo este ponto. Desta forma os membros inferiores atuam como uma base rígida e o tronco onde concentra-se a massa corporal oscila sobre ele e o pivô é a articulação do tornozelo (Fig. 2) (GAGE *et al.*, 2004; LELY; SC, 2015; LORAM; LAKIE, 2002).

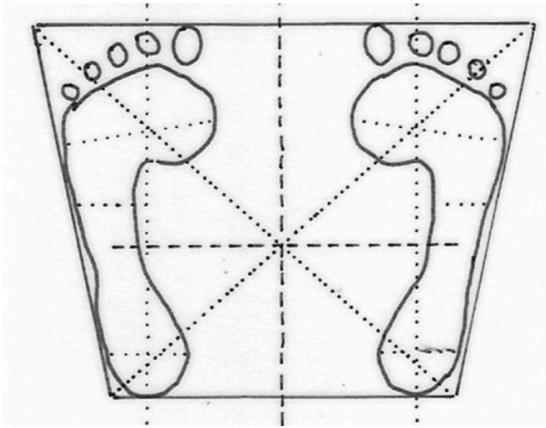
Figura 2 – modelo de pêndulo invertido



Fonte: Lely A., & Sánchez, P. Giovanni & Mosquera Darin (2014). **Modelo de Bipedestación Normal y Patológica**. Ingenio Magno. Vol 5, pp. 9-17.

O Centro de pressão (COP) é a localização do ponto do vetor de força em reação ao solo (LAFOND; DUARTE; PRINCE, 2004; WINTER, 1995) é uma variável coletiva que reflete a atividade de muitos componentes neuromusculares agindo para manutenção do centro de gravidade dentro da base de suporte, o que fornece uma visão sobre a estratégia de controle postural sendo empregada (CABALLERO; BARBADO; MORENO, 2015; METTLER *et al.*, 2015; WINTER, 1995). Além disso, o Centro de Pressão oscila em ambos os lados do COM, por isso a relação entre o COM e o COP é uma variável importante na investigação do controle da postura (Fig. 3).

Figura 3 – Representação do centro de massa e da base de suporte em bipedestação.

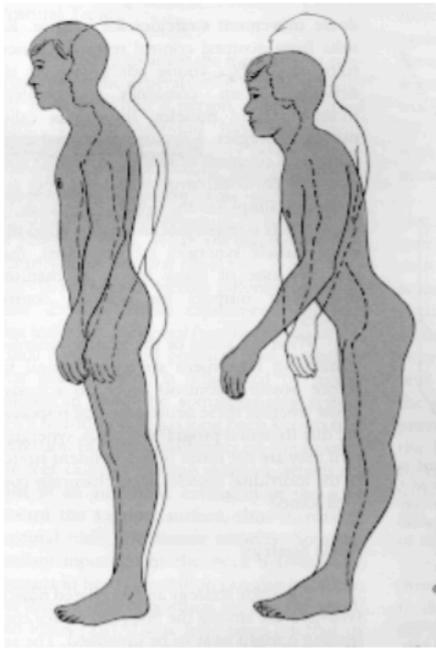


Fonte: FONSECA, M. P. M. *Os principais desconfortos físico-posturais dos Flautistas e suas implicações no estudo na performance da flauta*. Dissertação (Mestrado em Música) – Escola de Música da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, 2005.

Dessa forma a manutenção do equilíbrio necessita da habilidade de manter o centro de massa dentro dos limites da base de suporte durante tarefas estáticas ou dinâmicas (KEKLICEK *et al.*, 2019; NASHNER, 1985). Para isso, há controle, monitoramento e integração de diversos sistemas corporais, que incluem o sistema visual, somatossensorial, vestibular e músculo esquelético (GREVE *et al.*, 2013; WISZOMIRSKA *et al.*, 2015). Com objetivo de manter a estabilidade estratégias de controle da postura são empregadas.

Em resposta a perturbações posturais o sistema nervoso pode desenvolver as estratégias de tornozelo e a de quadril que envolvem ativações tardias dos músculos dessas articulações com objetivo de minimizar o desequilíbrio causado por uma perturbação ocasionada interna ou externamente (BARDY *et al.*, 2007; BLENKINSOP; PAIN; HILEY, 2017; NASHNER, 1985). Essas estratégias são caracterizadas pela rotação em torno de suas articulações (Fig. 4). A estratégia de tornozelo se concentra principalmente em pequenas perturbações que ocasionam em estímulos de baixa intensidade, porém quando há perturbações de maiores intensidades a estratégia de quadril predomina (HORAK, F. B.; NASHNER, 1986; PARK; HORAK; KUO, 2004).

Figura 4 – Modelo de estratégias de tornozelo e quadril



Fonte: Shummway-Cook & Woollacott, 1995.

As perturbações posturais ocorrem durante a rotina diária dos seres humanos, em condições normais, o sistema nervoso central desempenha estratégias, além das descritas anteriormente (estratégia de tornozelo e quadril), que objetivam a manutenção do centro de massa dentro da base de suporte. Essas estratégias são oriundas de dois tipos de mecanismos de controle neuromuscular conhecidos como Ajustes posturais Antecipatórios (APAs) e Compensatórios (CPAs) (ZHANG, Zhi; GAO; WANG, 2019).

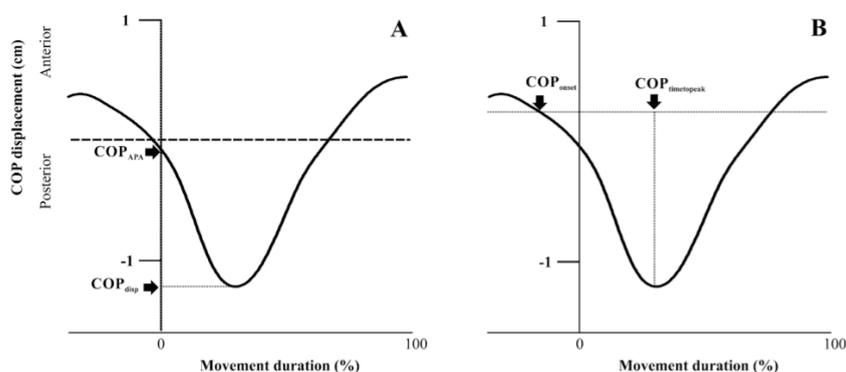
## 2.2 Ajustes posturais antecipatórios e compensatórios

Perturbações posturais afetam o equilíbrio corporal e o desestabilizam ao acelerar o COM. O sistema nervoso detecta e prediz perturbações da estabilidade e gera contrações musculares apropriadas para neutralizar as perturbações posturais (HORAK, Fay B.; HENRY; SHUMWAY-COOK, 1997). Essa atividade antecipada dos músculos posturais é chamada de ajuste postural antecipatório e baseia-se no conhecimento prévio de alterações do equilíbrio (ERIKSSON CROMMERT; THORSTENSSON, 2009). Enquanto os ajustes posturais compensatórios são a resposta muscular reflexiva à distúrbios no equilíbrio (HORAK, Fay B., 2006). Esses ajustes são desencadeados por dois mecanismos do SNC, o antecipado é o mecanismo *feedforward* enquanto o reflexivo é o mecanismo de feedback.

O mecanismo feedforward é responsável pela regulação da posição do centro de massa previamente a uma perturbação do equilíbrio, essa estratégia chamada de ajuste postural antecipatório (APA) que ocorre cerca de 100ms antes do movimento gera a ativação muscular prioritariamente dos músculos do tronco e pernas (CHIKH *et al.*, 2016; KAEWMANEE; LIANG; ARUIN, 2020; MASSION, 1992; OLAFSDOTTIR *et al.*, 2007). Além disso, ocorre deslocamento do centro de massa no sentido oposto a perturbação para reduzir a magnitude do deslocamento do corpo e aprimorar o controle postural (Figura 5) (KANEKAR; ARUIN, 2014).

Por outro lado, os ajustes posturais compensatórios (CPA) são desencadeados pelo mecanismo de controle baseado em feedback, que respondem após uma perturbação, gerando contração muscular posterior ao desequilíbrio objetivando reduzir os efeitos de uma perturbação postural e possibilitando a restauração mais eficaz do equilíbrio (KANEKAR; ARUIN, 2014; PARK; HORAK; KUO, 2004).

Figura 5 – Deslocamento do centro de pressão representativa de ajustes posturais antecipatórios e compensatórios.



Legenda: Deslocamento anteroposterior do COP (eixo y) quando um participante move seu braço. A linha tracejada representa o início do movimento. Quatro variáveis: (A) (1)  $COP_{APA}$ , amplitude de deslocamento para trás do COP em  $T_0$ ; (2)  $COP_{disp}$ , deslocamento máximo para trás após  $T_0$ ; (B) (3)  $COP_{onset}$ , tempo de deslocamento inicial para trás antes de  $T_0$ ; e (4)  $COP_{timestep}$ , tempo para atingir o deslocamento máximo.

Fonte: Garcez, D. R. *et al.* **Postural adjustments impairments in elderly people with chronic low back pain**, 2021.

A eficácia do controle postural baseia-se no uso efetivo dos dois mecanismos, contudo, alguns fatores podem influenciar como orientação, magnitude e velocidade da perturbação (KANEKAR; ARUIN, 2014). Além da estabilidade e área da superfície de apoio, idade e presença de patologias (XIE; WANG, 2019). Segundo a literatura o primeiro estudo a investigar APA foi o de Belenkii *et al* em 1967, que observou que em adultos jovens a atividade eletromiográfica dos músculos posturais foi antecipada em comparação ao deltóide que foi o músculo focal observado durante o movimento voluntário de apontar rapidamente (S. BOUISSET AND M. ZATTARA, 1987; WOOLLACOTT; MANCHESTER, 1993).

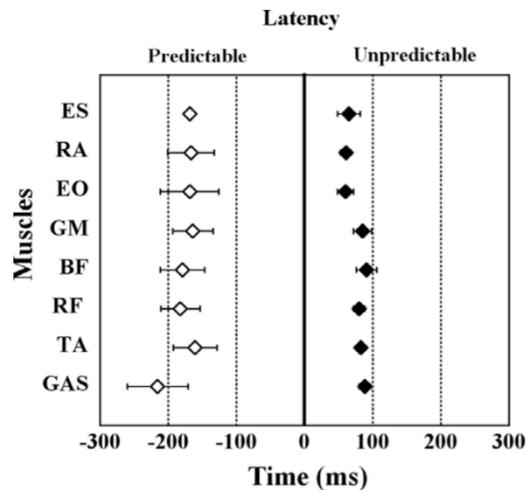
### 2.3 Considerações metodológicas sobre avaliação dos ajustes posturais antecipatórios e compensatórios.

A eletromiografia de superfície (sEMG) é amplamente utilizada no estudo de ajustes posturais. A eletromiografia refere-se ao sinal elétrico coletivo dos músculos, um sinal EMG é a atividade elétrica das unidades motoras musculares. Este método que surgiu na década de 40 possui sensibilidade para detectar despolarizações que ocorrem na membrana da fibra muscular e que precedem a contração do músculo o que nos permite observar o recrutamento de fibras musculares anteriormente ao movimento (CRAM, 2003; FARINA; NEGRO, 2012).

A maioria dos estudos que avaliam os ajustes posturais com uso da EMG consideram a integral e a latência muscular como os principais parâmetros. A integral representa a magnitude de ativação ou inibição muscular, já a latência muscular é definida como o instante com duração de pelo menos 50ms quando sua amplitude EMG era maior (ativação) ou menor (inibição) que dois desvios padrão acima da linha basal (BUGNARIU; SVEISTRUP, 2006; KANEKAR; ARUIN, 2014).

Como exemplo da forma que é avaliada a atividade EMG um estudo investigou APA e CPA em oito indivíduos com perturbações previsíveis (olhos abertos) e imprevisíveis (olhos fechados) com paradigma do pêndulo. Não foi observada APA dos músculos do tronco e das pernas em perturbações imprevisíveis, porém foi observada CPA significativa. Em perturbações previsíveis, uma APA significativa foi observada em todos os músculos: tais APAs foram associados com atividade compensatória significativamente menor (Figura 6) (SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010b).

Figura 6 – Resultado de latência muscular de um estudo

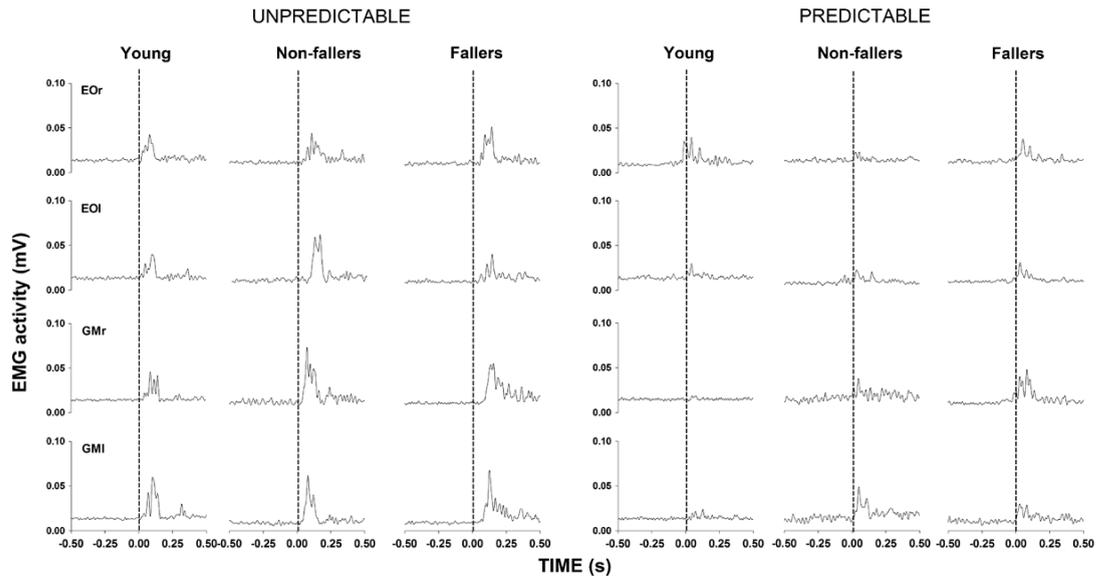


Legenda: A coluna previsível demonstra a ativação antecipada dos músculos em relação ao 0 que representa o início do movimento, enquanto a coluna imprevisível evidencia a atividade compensatória dos mesmos músculos. Onde ES: Ereter da espinha; RA: Reto abdominal; EO: Oblíquo externo; GM: Glúteo médio; BF: Bíceps femoral; RF: Reto femoral; TA: Tibial anterior e GAS: Gastrocnêmio.

Fonte: Santos *et al.* **The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis**, 2010.

Outro estudo que usou o pêndulo para realizar um impacto lateral no estudo de APA e CPA, recrutou dois grupos de idosos (20 caídores e 20 não caídores) e um grupo controle jovem (20 pessoas). Os grupos de idosos apresentaram maior atividade EMG nos músculos laterais, principalmente nas CPAs quando comparados ao grupo jovem. Os idosos, no entanto, geraram APAs com magnitudes semelhantes às encontradas em indivíduos jovens (Figura 7) (CLAUDINO; DOS SANTOS; SANTOS, 2013).

Figura 7 - Resultado de latência muscular de um estudo



Legenda: A linha vertical representa o momento do impacto do pêndulo com o ombro do sujeito.

Fonte: Renato Claudino *et al.* **Compensatory but not anticipatory adjustments are altered in older adults during lateral postural perturbations**, 2013.

Além do recurso da EMG a análise cinemática tridimensional utilizando câmeras optoeletrônicas são capazes de reconstruir dados cinemáticos. A cinemetria pode ser empregada na investigação de dados sobre aceleração, posição e velocidade (BERNARDINA *et al.*, 2019).

Um estudo com cinemática, plataforma de força e acelerômetro com objetivo de investigar APAs e CPAs envolvendo cinética e cinemática utilizou o paradigma do pêndulo, que era solto em condição previsível (olhos abertos) e imprevisível (olhos fechados) em oito sujeitos em postura estática. Os dados cinemáticos foram usados para calcular a posição do COM do corpo e seus deslocamentos nos planos sagital e transversal. Encontrou-se que em perturbações imprevisíveis os deslocamentos de COM e COP eram maiores em comparação as condições previsíveis em APA (SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010a).

#### 2.4 O uso de Sensores inerciais e dispositivos móveis

Com o advento da tecnologia e constantes buscas por avanços tecnológicos, novos recursos têm sido desenvolvidos e aplicados como o uso de sensores inerciais. Estes sensores são capazes de medir e permitem a ampliação da avaliação de equilíbrio. Recentemente os sensores inerciais estão cada vez mais sendo aplicados em avaliações de posturografia, principalmente por conterem acelerômetros e giroscópios (GHISLIERI *et al.*, 2019; VALLDEPERES *et al.*, 2019). Acelerometria mede a mudança de capacitância que é sensível

em relação a gravidade. As mudanças na gravidade são medidas nos três eixos de forma simultânea e isso pode ser amplamente reprodutível, além disso o acelerômetro e o giroscópio medem a aceleração linear e a velocidade angular ao longo e em torno de um eixo sensível, respectivamente (CHANG; LIU, 2011; IOSA *et al.*, 2016; VAN HEES *et al.*, 2011). O acelerômetro é um sistema portátil que possui baixo custo e é facilmente encontrado comercialmente o que potencializa a aplicabilidade em diferentes formas de avaliação (AUVINET *et al.*, 2002).

Um estudo avaliou o equilíbrio de pé usando um acelerômetro triaxial para determinar a capacidade de manter o equilíbrio em pé. Oito sujeitos foram recrutados, o acelerômetro era fixado próximo ao centro de massa e os participantes eram posicionados sobre uma plataforma de força, os dados da plataforma e do acelerômetro foram amostrados simultaneamente durante 30s, em quatro condições com aumento da instabilidade. Cinco parâmetros foram calculados e avaliados a partir do centro de pressão e do traçado do curso do vetor de aceleração. Os parâmetros foram: velocidade média, raio médio, frequência média, deslocamento na direção anteroposterior e deslocamento médio-lateral. Os resultados indicaram que as medições do acelerômetro se equipararam aos resultados da plataforma de força (MAYAGOITIA *et al.*, 2002).

Da mesma forma, um estudo de posturografia baseada em unidade de medição inercial sem fio objetivou descrever e avaliar clinicamente um sistema móvel baseado em sensores inerciais para rastrear mudanças de posição corporal. Foram recrutados quinze indivíduos saudáveis para avaliar a concordância entre as áreas da elipse medidas sincronizadamente pelo sensor inercial e um sistema de posturografia clássico durante um teste clínico de equilíbrio. Os resultados demonstraram que os sensores inerciais foram válidos para rastrear as variações de oscilação em sujeitos normais e sob condições habituais (VALLDEPERES *et al.*, 2019).

Além dos sensores inerciais os smartphones vem ganhando espaço na aplicabilidade de estudos de forma mais independente de ambientes laboratoriais. Os smartphones atuais possuem sensores embutidos que incluem acelerômetros e giroscópios que são capazes de detectar alterações do equilíbrio. Além disto, a possibilidade de mobilidade e portabilidade, além do baixo custo dos smartphones são os principais motivos para sua utilização na investigação de controle postural (CHIU *et al.*, 2017; KUZNETSOV *et al.*, 2018).

Um estudo que buscou avaliar a validade e confiabilidade da medição e orientação do smartphone para quantificar a função do equilíbrio dinâmico, tinha como principal objetivo desenvolver um novo protocolo de avaliação baseada em smartphone para triar os decréscimos do equilíbrio dinâmico decorrentes de trauma craniano. Foram aplicados diferentes experimentos de avaliação que se resumem em utilização de pêndulo (movimento não biológico) para identificação da orientação do smartphone, tarefa de passo humano (movimento biológico) e o terceiro era de passos estacionários com diferentes condições sensoriais. Os resultados evidenciaram que o smartphone forneceu medições válidas nos parâmetros de tempo e amplitude de movimento. No entanto, identificaram que a versão do sistema operacional do celular e do firmware do sensor afetam significativamente a qualidade da medição. Além disso, a confiabilidade de teste-reteste foi alta para os parâmetros temporais e espaciais. Concluíram que o aplicativo para smartphone é uma forma válida e confiável de mensurar os movimentos avaliados durante o equilíbrio dinâmico (KUZNETSOV *et al.*, 2018).

Similarmente, o uso do smartphone como ferramenta para avaliar APA antes do início da marcha em sujeitos saudáveis. Para isso, cinco jovens foram recrutados, eles foram posicionados descalços e olhando pra frente, aleatoriamente era solicitado que o participante desse dois passos à frente, de modo que iniciassem sempre com a mesma perna e depois trocassem de perna. Foram utilizados um smartphone, um acelerômetro triaxial e um footswitch. Como resultado foi encontrada uma amplitude estatisticamente menor de APA no eixo médio-lateral quando usada a perna não-dominante para o início do passo. O estudo concluiu que os smartphones são uma ferramenta de medição de APA e isso possibilita um atendimento mais personalizado (RIGOBERTO; TOSHIYO; MASAKI, 2010).

Na perspectiva da literatura científica atual não há estudos que avaliem os ajustes posturais, tanto antecipatórios quanto compensatórios, utilizando sensores inerciais ou smartphones em situações de perturbações externas previsíveis ou autoiniciadas. Estes recursos tem ganhado espaço significativo no estudo do controle motor, contudo tendo em vista a singularidade necessária para interpretação dos ajustes posturais este estudo se faz necessário na ampliação da investigação do controle postural através de recursos validados e de baixo custo.

### **3 OBJETIVOS**

#### **3.1 Objetivo primário**

Validar um aplicativo para dispositivos móveis que avalie os ajustes posturais antecipatórios e compensatórios.

#### **3.2 Objetivo secundário (específicos)**

- Desenvolver o método de registro da oscilação corporal por meio de um aplicativo (APP) para uso em dispositivos móveis.
- Usar as medidas de oscilação corporal a partir do dispositivo móvel para descrever o comportamento oscilatório antes e depois de uma perturbação postural previsível, induzida por um impacto de um pêndulo.
- Comparar os dados quantificados pelo APP nas APAs e CPAs em comparação com dados registrados por um acelerômetro comercial e um sistema de câmeras para determinar a validade e confiabilidade da medida.

## 4 ARTIGO 1

### **Validade e confiabilidade de uma avaliação baseada em smartphone para ajustes posturais antecipatórios e compensatórios durante perturbações previsíveis.**

**Manuela Brito Duarte<sup>1</sup>, Anderson Antunes da Costa Moraes<sup>1</sup>, Eduardo Veloso Ferreira<sup>1</sup>, Gizele Cristina da Silva Almeida<sup>1</sup>, Enzo Gabriel da Rocha Santos<sup>2</sup>, Gustavo Henrique Lima Pinto<sup>2</sup>, Paulo Rui de Oliveira<sup>3</sup>, César Ferreira Amorim<sup>3,4,5</sup>, André dos Santos Cabral<sup>6</sup>, Ghislain Saunier<sup>7</sup>, Anderson Belgamo<sup>8</sup>, Anselmo de Athayde Costa e Silva<sup>9</sup>, Givago Silva Souza<sup>10</sup> and Bianca Callegari<sup>1</sup>.**

<sup>1</sup> Laboratório de Estudos da Motricidade Humana, Av. Generalíssimo deodoro 01, Belém 66073-00, PA, Brazil; [manubritd@gmail.com](mailto:manubritd@gmail.com) (M. B. D.); [antunesanderson@hotmail.com](mailto:antunesanderson@hotmail.com) (A. A. d. C. M.); [eduardocvf@gmail.com](mailto:eduardocvf@gmail.com) (E. V. F.); [g.c.fisioterapia@gmail.com](mailto:g.c.fisioterapia@gmail.com) (G. C. d. S. A.); [callegari@ufpa.com.br](mailto:callegari@ufpa.com.br) (B. C.).

<sup>2</sup> Instituto de Ciências Exatas e Naturais, Universidade Federal do Pará, R. Augusto Corrêa, 01, Belém 66093-020, PA, Brazil; [enzogabrielrocha29@gmail.com](mailto:enzogabrielrocha29@gmail.com) (E. G. R. S.); [gpinto@ufpa.br](mailto:gpinto@ufpa.br) (G. H. L. P.).

<sup>3</sup> Doctoral and Masters Program in Physical Therapy, UNICID, 448/475 Cesário Galeno St., São Paulo, SP, Brazil. [paulo.oliveira@unicid.edu.br](mailto:paulo.oliveira@unicid.edu.br)

<sup>4</sup> Département des Sciences de la Santé, Programme de physiothérapie de l'université McGill offert en extension à l'UQAC, Saguenay, Québec, Canada

<sup>5</sup> Physical Therapy and Neuroscience Departments, Wertheims' Colleges of Nursing and Health Sciences and Medicine, Florida International University (FIU), Miami, Florida, United States. [cesar@emgssystem.com](mailto:cesar@emgssystem.com)

<sup>6</sup> Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade do Estado do Pará, PA, Brazil; Tv. Perebebuí, 2623 - Marco, Belém - PA, 66087-662; E-mail: [andre.cabral@uepa.br](mailto:andre.cabral@uepa.br)

<sup>7</sup> Laboratório de Cognição Motora, Departamento de Anatomia, Universidade Federal do Pará, Rua Augusto Corrêa 01, Belém 66075-110, PA, Brazil; [ghislain@ufpa.br](mailto:ghislain@ufpa.br)

<sup>8</sup> Departamento de Ciência da Computação, Instituto Federal de São Paulo, Piracicaba, Brasil; [anderson@ifsp.edu.br](mailto:anderson@ifsp.edu.br)

<sup>9</sup> Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento, Universidade Federal do Pará, Av. Generalíssimo deodoro 01, Belém 66073-00, PA, Brazil; [anselmocs@ufpa.br](mailto:anselmocs@ufpa.br)

<sup>10</sup> Instituto de Ciências Biológicas, Universidade Federal do Pará, Rua Augusto Corrêa 01, Belém 66075-110, PA, Brazil; [givagosouza@ufpa.br](mailto:givagosouza@ufpa.br)

## Resumo

Os ajustes posturais envolvem deslocamentos do centro do centro de massa (COM), organizados pelo sistema nervoso central (SNC) para manter o equilíbrio em pé. Para isso, são acionados ajustes posturais antecipatórios (APAs) e compensatórios (CPAs) face a uma perturbação previsível. O objetivo deste artigo é validar uma nova aplicação móvel, Momentum, desenvolvida para avaliar o equilíbrio corporal, medindo APAs e CPAs. Vinte adultos jovens foram expostos a perturbações externas previsíveis induzidas ao nível dos ombros, em pé. A aceleração linear de COM foi registrada pelo aplicativo Momentum (extração de dados de um smartphone) e por um sistema de captura de movimento 3D. Os principais resultados demonstraram correlação significativa e muito grande ( $r \geq$  que 0,7,  $p < 0,05$ ) entre os dispositivos em  $APA_{onset}$ ,  $APA_{amp}$ ,  $ACC_{peaktime}$ ,  $ACC_{restabtime}$  e  $ACC_{range}$ . O  $ACC_{peak}$  obteve  $r = 0,65$  denotando grande correlação. Considerando a confiabilidade, as variáveis de natureza compensatória ( $ACC_{peaktime}$ ,  $ACC_{restabtime}$  e  $ACC_{range}$ .  $ACC_{peak}$ ) apresentaram-se de bom a excelente em ambos os métodos de medição, cinemática e Momentum. No entanto,  $APA_{onset}$ ,  $APA_{amp}$  que são de natureza antecipatória apresentaram excelente confiabilidade apenas para cinemática. Esses experimentos mostram que o aplicativo de smartphone Momentum é uma forma válida e capaz de medir a aceleração de COM sob perturbação esperada e confiável para eventos compensatórios.

**Palavras-chave:** Ajustes Posturais Antecipatórios, Ajustes Posturais Compensatórios. Sensores Inerciais, Equilíbrio postural, Dispositivos móveis.

## Introdução

O controle postural é definido como o processo no qual o sistema nervoso central (SNC), por meio da atividade muscular desencadeia padrões necessários para a manutenção do centro de massa nos limites da base de sustentação (WINTER, 1995). Nesse contexto, o sistema nervoso central faz uso de ajustes posturais antecipatórios (APAs – *Anticipatory Postural Adjustments*) e compensatórios (CPAs – *Compensatory Postural Adjustments*) (SANTOS; ARUIN, 2009). Os ajustes posturais antecipatórios (APA) consistem na ativação

ou inibição antecipada de músculos posturais, que provocam deslocamento do Centro de Pressão (COP) aproximadamente 100ms antes de perturbações previsíveis ocorrerem. Após a perturbação, CPAs são mecanismos de controle baseados em feedback para restaurar o equilíbrio, através da ativação muscular para retornar o COP ao ponto inicial, até 400ms após a perturbação (KANEKAR; ARUIN, 2014).

Por décadas, diferentes estratégias de perturbação previsível do equilíbrio foram empregadas (i.e. apontar um alvo, impacto de um pêndulo) (AIMOLA *et al.*, 2011; BLEUSE *et al.*, 2006; CALLEGARI *et al.*, 2018; SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010b), e os APAs foram amplamente caracterizados por meio de eletromiografia (EMG), plataformas de força (deslocamentos de COP) e sistemas de capturas de vídeos (deslocamentos de COM do corpo) (SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010a, b; SHIOZAWA; HIRATA; GRAVEN-NIELSEN, 2015; XIE; WANG, 2019). Porém, essas avaliações exigem equipamentos de alto custo que são apenas encontrados em laboratórios de pesquisa em análise de movimento e necessitam de acompanhamento e interpretação de um profissional específico, o que limita o acesso de profissionais da saúde a este tipo de avaliação, no ambiente clínico.

Recentemente, sistemas micro eletromecânicos (MEMS), como sensores inerciais (acelerômetros e / ou giroscópios) têm sido introduzidos como alternativas de baixo custo em estudos de avaliação do movimento humano (AL-AMRI *et al.*, 2018; BÖTZEL *et al.*, 2016; WOOLLACOTT; MANCHESTER, 1993). Os acelerômetros MEMS são normalmente triaxiais, capazes de efetuar a medição e quantificar a aceleração de forma independente nos eixos antero-posterior, médio-lateral e vertical, o que os tornou extremamente aplicáveis para estudos de marcha e equilíbrio. Esse tipo de sensor está integrado na maioria dos modelos de smartphones, o que os torna capaz de detectar oscilações de equilíbrio, se posicionados próximo ao centro de massa (GHISLIERI *et al.*, 2019; SUN *et al.*, 2018). Dessa forma, os smartphones têm sido aplicados para investigar quedas, medir a oscilação postural, quantificar o desempenho da marcha e avaliar a capacidade de equilíbrio (BERG *et al.*, 1992; MONTESINOS; CASTALDO; PECCHIA, 2018; SAUNDERS *et al.*, 2015).

Porém, todos esses estudos limitam-se a medidas nas direções médio-lateral (ML) e ântero-posterior (AP), durante a manutenção de tarefas posturais de equilíbrio estático (i.e. olhos abertos, fechados, diferentes condições de suporte). Os protocolos utilizados não estudaram especificamente os intervalos temporais antes e após uma perturbação, que incluem os APAs ou CPAs.

Portanto, o propósito deste estudo foi desenvolver um aplicativo de smartphone capaz de extrair os sinais do acelerômetro do dispositivo móvel e mensurar os APAs e CPAs durante uma perturbação previsível. Com isso, objetivamos validar os sinais obtidos pelo aplicativo de celular em relação as medidas obtidas por um sistema tridimensional de cinemetria por vídeo, considerado padrão ouro. Nossa hipótese é de que registros feitos com o acelerômetro do smartphone, por meio do aplicativo desenvolvido, sejam capazes de avaliar os ajustes posturais antecipatórios e compensatórios, com validação relativa ao padrão ouro e com confiabilidade de medidas entre sessões.

## **Material e Métodos**

### **Sujeitos**

Participaram do presente estudo 20 sujeitos (10 mulheres e 10 homens) adultos jovens, saudáveis, com média de idade de  $29,57 \pm 6,66$  anos, altura média  $1,68 \pm 0,081$ cm e peso médio  $72,79 \pm 14,32$ kg). Os critérios de exclusão foram: apresentar histórico de problemas ortopédicos, neurológicos, reumáticos ou qualquer outra doença que pudesse impedir a execução da tarefa. O recrutamento dos participantes foi realizado por livre demanda. O estudo foi aprovado pelo comitê de ética local sob o parecer 3.817.332, antes do início do estudo.

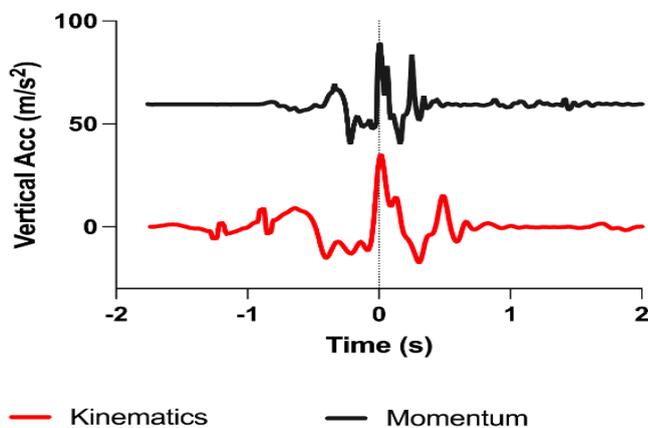
### **Instrumentos**

Para mensurar e registrar as acelerações do centro de massa (COM), nos três eixos, foram utilizados dois instrumentos: um sistema tridimensional com três câmeras (Simi Motion, German), em uma frequência de amostragem de 120 Hz; e um dispositivo móvel (Android A10s, Samsung, Seul) com sensores de acelerômetro e processador Octa Core de velocidade 2GHz, 1.5GHz. Para registro no dispositivo móvel foi desenvolvido um aplicativo denominado "Momentum" por meio da plataforma Android em linguagem Java para avaliar as acelerações das oscilações corporais. O conceito básico do código desenvolvido foi a utilização da biblioteca SDK do Android que contém funções que permitiram acesso aos sensores disponíveis no dispositivo móvel. O aplicativo armazenou os dados mensurados pelo acelerômetro do dispositivo móvel e foi projetado para informar as oscilações nos 3 eixos, vertical, anteroposterior e médio-lateral.

## Protocolo Experimental

Os participantes foram posicionados em pé descalços afastados na largura dos ombros com o dispositivo móvel e um marcador reflexivo posicionados na altura da quinta vertebra lombar (L5). Inicialmente, os sujeitos foram solicitados a dar um salto vertical no mesmo lugar, com finalidade de sincronizar os sinais de ambos os instrumentos de avaliação. A figura 1 mostra o alinhamento dos registros através pico do sinal no eixo vertical, que caracteriza o momento do impacto com o solo, após o salto.

Figura 1 - Sinais de aceleração vertical, registrados pelo app momentum e pela cinemetria, durante o salto vertical.

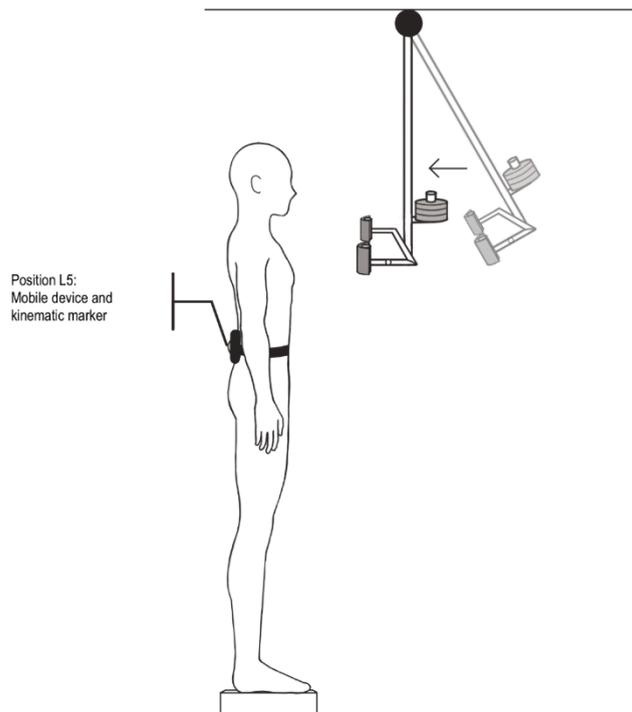


Legenda: A linha pontilhada representa o pico de aceleração nesse eixo, correspondente ao impacto com o solo, foi utilizado para sincronização.

Fonte: figura elaborada pela autora.

Após essa etapa os sujeitos foram novamente posicionados em pé em frente a um pêndulo preso ao teto contendo um segundo marcador reflexivo para o registro cinemático de seu movimento. O pêndulo consistiu em uma haste central regulável em altura e com as extremidades distais protegida por duas peças acolchoadas posicionadas na largura dos ombros. Uma carga (3% do peso corporal do participante) era fixada na extremidade distal da haste central, acima das peças acolchoadas (KANEKAR; ARUIN, 2014; VENNILA KRISHNAN, ALEXANDER S. ARUIN, 2011) (Figura 2).

Figura 2 - Paradigma experimental de impacto do pêndulo.



Legenda: Vista da configuração experimental mostrando o participante na postura imóvel em frente ao pêndulo que fica situado diante do participante e era liberado a partir de 0,5m de distância causando uma perturbação previsível anteroposterior.

Fonte: figura elaborada pela autora.

O protocolo experimental consistiu em perturbações anteroposteriores, provocadas pela força unidirecional aplicada sobre o tronco dos participantes pelo impacto do pêndulo, que era liberado pelo pesquisador, a partir de 0,5m de distância do sujeito. Os participantes podiam ver o pêndulo em todos os momentos, garantindo a previsibilidade da perturbação. Para cada participante foram realizados 12 lançamentos do pêndulo com intervalos aleatório de tempo entre eles. Após duas semanas o mesmo experimento foi aplicado, nos mesmos voluntários, para análise da confiabilidade dos dados encontrados.

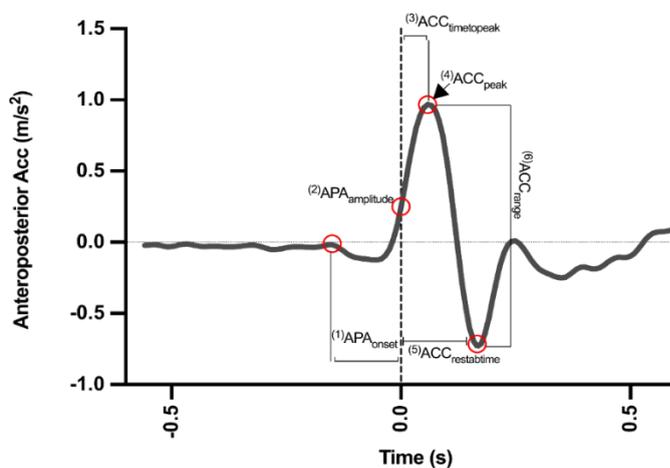
### Processamento do Sinais

A sincronização, processamento e análise de dados offline foi realizada usando programa MatLab (MathWorks, Natick, MA, EUA. O momento do início de cada perturbação (Tzero) foi definido pelo impacto do pêndulo no tronco do sujeito e os 200ms anteriores ao impacto

até 400ms posteriores foram analisados. Apenas as acelerações do COM na direção anteroposterior foram analisadas e extraídas dos registros dos instrumentos de medida. As coordenadas dos dados brutos nesse eixo foram geradas a partir da análise de vídeo e aplicativo e foram filtrados com um filtro Butterworth de segunda ordem de passa-baixa de 30 Hz, o que gerou um envelope do sinal, foi utilizando para a identificação visual associada a algoritmos, dos seguintes eventos descritos (figura 3):

- (1) Latência da APA ( $APA_{onset}$ ): momento do início da aceleração anterior do COM, antecipadamente ao Tzero (amplitude do sinal maior que a média de seu valor de base mais 2 SD) (SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010a).
- (2) Amplitude da APA ( $APA_{amp}$ ): magnitude do deslocamento ântero-posterior do COM no momento Tzero (medido a partir da amplitude da linha de base) (KANEKAR; ARUIN, 2014).
- (3) Tempo ao Pico da Aceleração ( $ACC_{peakttime}$ ): tempo para atingir o momento do pico de aceleração posterior do COM, a partir de Tzero (BLEUSE *et al.*, 2006).
- (4) Pico da Aceleração ( $ACC_{peak}$ ): amplitude do deslocamento máximo da aceleração posterior do COM, após o momento Tzero (BLEUSE *et al.*, 2006).
- (5) Tempo de Reestabelecimento da Aceleração ( $ACC_{restabtime}$ ): tempo para atingir momento em que o deslocamento do COM muda de direção, depois de ter atingido o pico máximo posterior (HUANG; BROWN, 2013).
- (6) Amplitude total da aceleração ( $ACC_{range}$ ): definida como a variação total da aceleração do COM, após o Tzero ( $ACC_{peak}$  ao  $ACC_{restabtime}$ ) (KAEWMANEE; LIANG; ARUIN, 2020).

Figura 3 - Curva de aceleração anteroposterior e variáveis de mensuração.



Legenda: Linha tracejada representa o momento do impacto do pêndulo.

Fonte: figura elaborada pela autora.

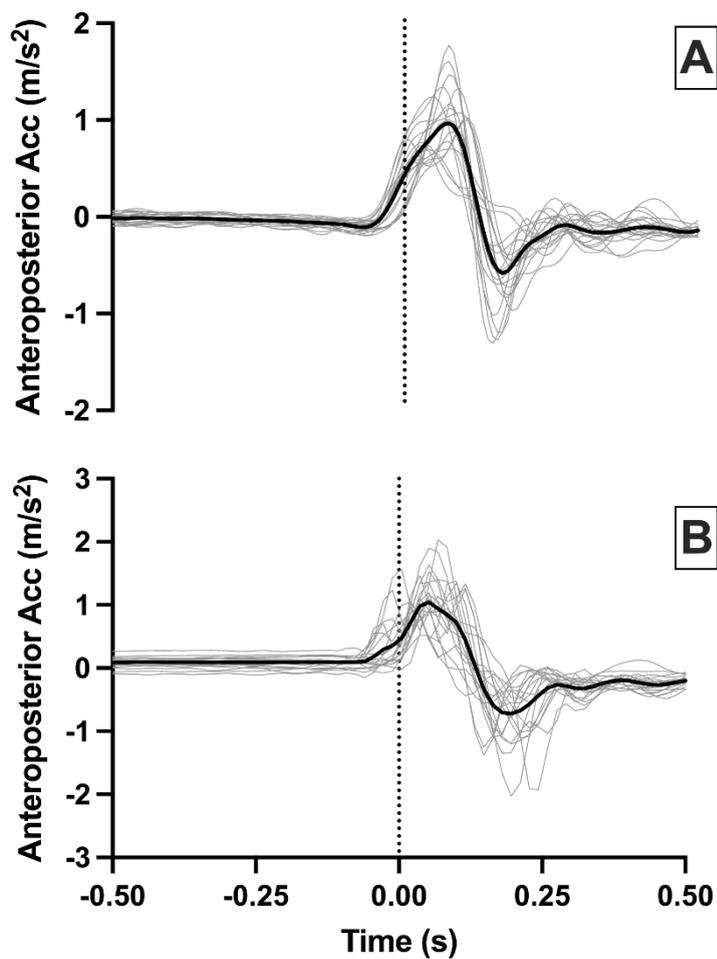
## **Análise Estatística**

A análise estatística foi realizada com o software GraphPad PRISM 9 e MATLAB MathWorks, Natwick, MA, USA. O teste de Shapiro-Wilk confirmou ou não a normalidade da distribuição de dados e a descrição dos dados foi realizada por meio de gráficos boxplot para cada parâmetro. O boxplot apresenta a mediana na linha central, as bordas superior e inferior (percentis 75 e 25) e as extremidades com os valores de dados mínimo e máximo. A média foi representada no interior do boxplot. Para a validação do momentum, as variáveis mensuradas foram correlacionadas entre os dispositivos pelo teste de correlação de Pearson ( $r$ ) quando dados paramétricos ( $APA_{amp}$ ,  $ACC_{peakttime}$ ,  $ACC_{peak}$ ,  $ACC_{restabtime}$  e  $ACC_{range}$ ) ou Spearman ( $APA_{onset}$ ). Nos testes de correlação a concordância ponto a ponto entre os sistemas foi estimada por sujeito para cada variável do COM medida os valores  $r$  estimados e intervalos de confiança foram relatados. Os coeficientes de correlação de Pearson ( $r$ ) 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 com limites de concordância de 95% (média  $\pm$  2 SD) traçados para comparar os valores dos equipamentos. A confiabilidade entre as duas sessões de teste foi calculada a partir dos valores médios das tentativas registradas durante cada sessão. Posteriormente para confiabilidade o coeficiente de correlação intraclasse (ICC), com um modelo misto bidirecional e tipo de concordância absoluta com intervalo de confiança (IC) de 95% foi calculado para determinar a confiabilidade absoluta. Os ICCs foram interpretados de acordo ShROUT e FLEISS onde  $ICC \geq 0,75$  indica excelente correlação, 0,74 – 0,4: indica correlação razoável a alta e  $ICC \leq 0,39$  indica correlação pobre (AL-AMRI *et al.*, 2018; SHROUT; FLEISS, 1979). O nível de significância foi definido como  $p < 0,05$ .

## **Resultados**

A figura 4 mostra a resultante (das 12 tentativas) da aceleração ântero-posterior do COM de cada sujeito, bem como a média final dos 20 sujeitos, evidenciando que os eventos estudados podem ser visualizados e caracterizados em ambos os instrumentos de registro.

Figura 4 - Acelerações do COM de cada sujeito e a resultante de todos na primeira sessão.



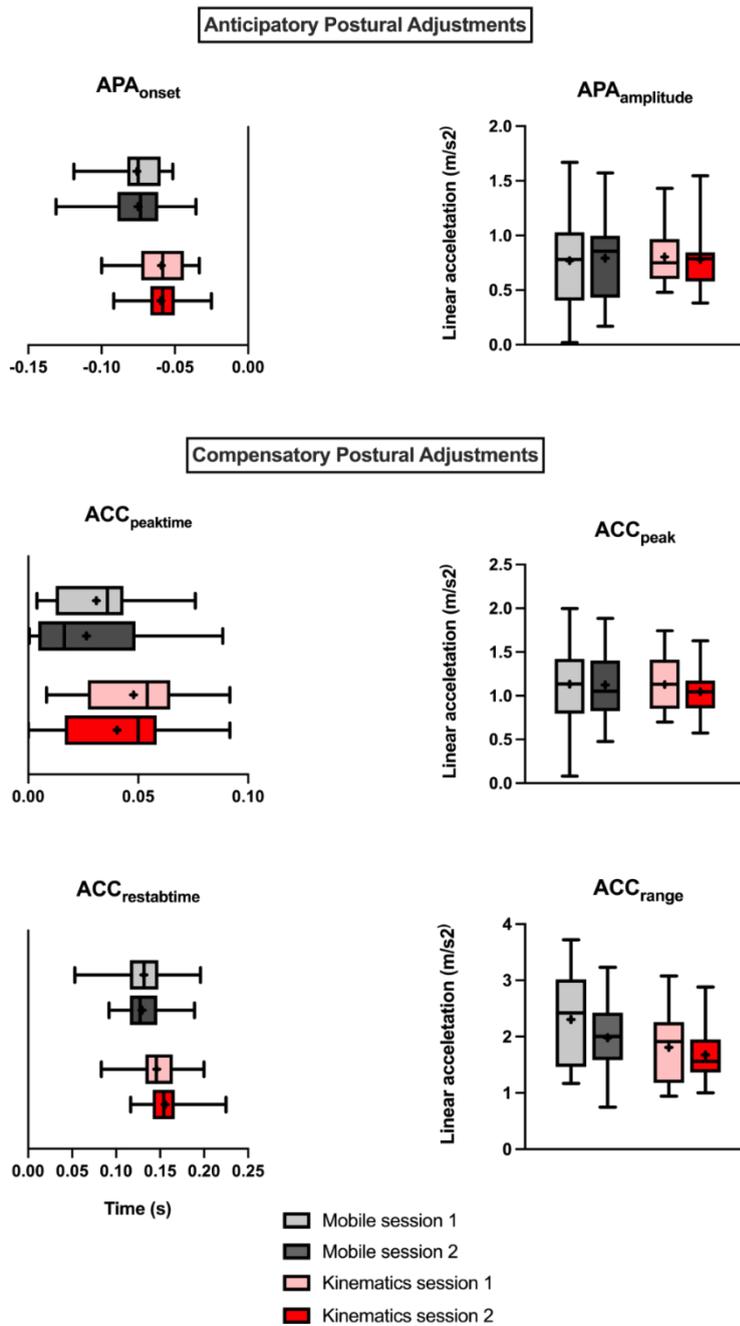
Legenda: Acelerações do COM de cada sujeito e a resultante de todos na primeira sessão. Onde (A) representa os dados da cinemática e (B) do momentum. Linha grossa representa a média resultante dos 20 sujeitos.

Fonte: figura elaborada pela autora.

A média de cada variável estudada está representadas na figura 5. Os boxplots apresentam a mediana, média, quartis inferior e superior e os valores mínimo e máximo de cada variável antecipatória e compensatória, em ambas as sessões, sem diferenças

comparações entre equipamentos e intra-sessões (Figure 5).

Figura 5 - Análise descritiva das médias e desvio padrão das variáveis antecipatórias e compensatórias.



Legenda: Análise descritiva das médias e desvio padrão das variáveis antecipatórias e compensatórias no início da aceleração do COM e na sua amplitude. Comparando os equipamentos na primeira e segunda sessão. Dados

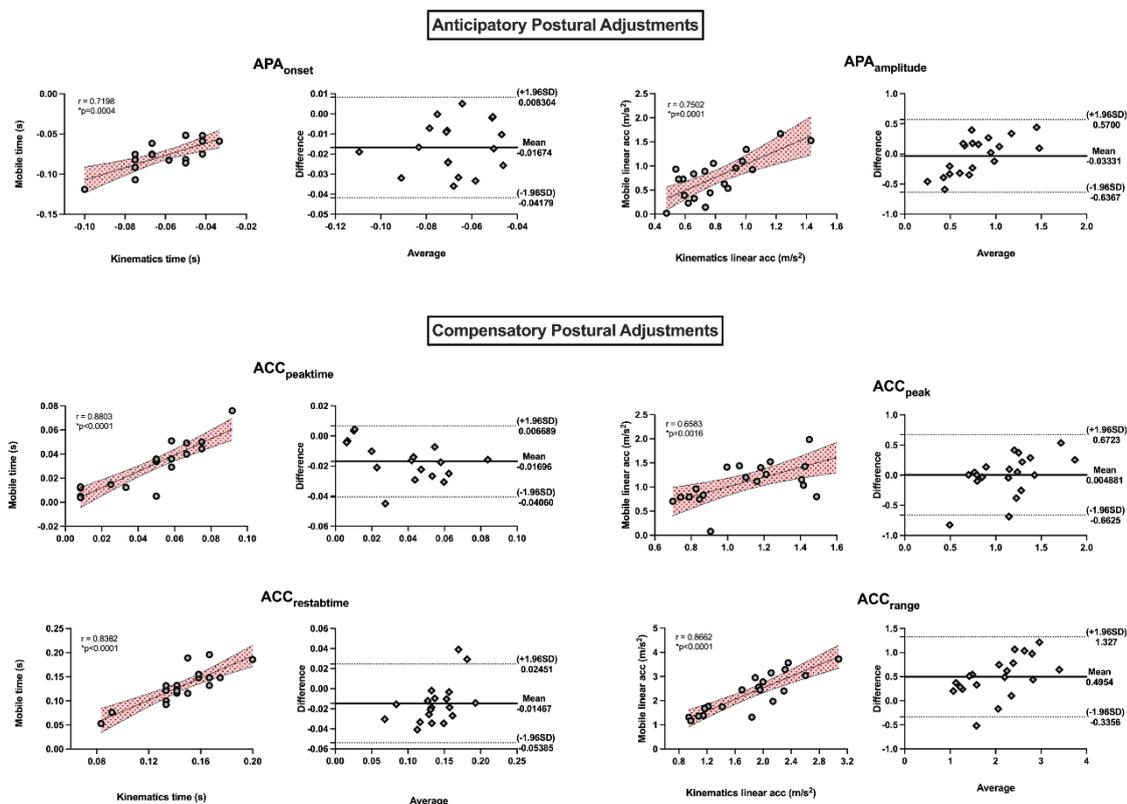
expressos pela linha central = mediana; caixa = percentis 25 e 75; barras = valores mínimo e máximo (valores médios dentro da caixa marcada como X).

Fonte: figura elaborada pela autora.

## Validação

A correlação linear de todas as variáveis foram significativas e apresentaram  $r \geq$  que 0.7 evidenciando uma correlação muito grande entre os equipamentos, com exceção do  $ACC_{peak}$  que obteve  $r = 0.65$  denotando uma grande correlação, e significativa. Além disto, todas as variáveis apresentaram p estatisticamente significativo. A análise de Bland Altman demonstra comportamentos semelhantes entre as variáveis com valores próximos a média, disposição homogênea e reduzida dispersão dentro dos limites de concordância.

Figura 6 - Gráficos de correlação linear e gráficos de correlação de Bland Altman entre os instrumentos de avaliação.



Legenda: Gráficos de correlação linear e gráficos de correlação de Bland Altman evidenciando alta correlação entre os instrumentos de avaliação. Onde  $r \geq$  que 0.7 representa correlação muito grande e o asterisco (\*) representa os valores que obtiveram significância estatística ( $p \leq 0.05$ ).

Fonte: figura elaborada pela autora.

## Confiabilidade

Os ICCs entre as sessões obtidas pelo registro com a cinemática foram todos significantes e superiores a 0.75, o que indica excelente confiabilidade. Os ICC os registros obtidos pelo celular, pelo aplicativo momento não foram significativos para as variáveis antecipatórias. No entanto, os eventos medidos na fase compensatória apresentaram ICC significativo entre as sessões variando de razoável a alta ( $ACC_{peaktime}$ ,  $ACC_{peak}$  e  $ACC_{restabtime}$ ) a excelente ( $ACC_{range}$ ), demonstrando semelhança entre as sessões e maior confiabilidade nos parâmetros compensatórios.

Tabela 1 – Resultados do coeficiente de correlação intraclassa (ICC) intra-sessão de todas as variáveis analisadas e dos dois instrumentos utilizados. Onde asterisco (\*) representa os valores que obtiveram significância estatística ( $p \leq 0.05$ ).

Variable	ICC	Lower Limit	Upper Limit	F	df1	Df2	p-value
<b><u>APA<sub>onset</sub></u></b>							
Kinem	0.745	0.344	0.900	3.788	19	19.02	0.002*
Momentum	0.527	-0.239	0.815	2.061	19	19.03	0.061
<b><u>APA<sub>amp</sub></u></b>							
Kinem	0.884	0.708	0.954	8.393	19	19.58	0.000*
Momentum	0.451	-0.445	0.786	1.783	19	19.05	0.107
<b><u>ACC<sub>peaktime</sub></u></b>							
Kinem	0.805	0.514	0.922	5.547	19	18.14	0.000*
Momentum	0.660	0.147	0.865	2.915	19	19.81	0.011*
<b><u>ACC<sub>peak</sub></u></b>							
Kinem	0.835	0.580	0.934	6.633	19	17.39	0.000*
Momentum	0.595	-0.055	0.841	2.399	19	19.01	0.031*
<b><u>ACC<sub>restabtime</sub></u></b>							
Kinem	0.798	0.476	0.921	5.620	19	15.59	0.000*

Momentum	0.584	-0.080	0.837	2.343	19	19.10	0.035*
<b><u>ACC<sub>range</sub></u></b>							
Kinem	0.901	0.735	0.961	11.593	19	15.26	0.000*
Momentum	0.774	0.380	0.913	5.291	19	12.75	0.001*

Fonte: tabela elaborada pela autora.

## **Discussão**

O objetivo deste estudo foi validar sinais de oscilação corporal obtidos por um aplicativo de celular em comparação aos sinais de um sistema padrão ouro. Foi hipotetizado que registros feitos com o acelerômetro do smartphone, por meio do aplicativo desenvolvido, seriam capazes de avaliar os ajustes posturais antecipatórios e compensatórios, com validação relativa ao padrão ouro e com confiabilidade de medidas entre sessões. A hipótese de validação foi apoiada, visto que, os resultados de correlação linear foram  $r \geq 0.65$  refletindo em uma grande ou alta correlação entre as medidas dos instrumentos. Para as variáveis de natureza antecipatória, as medidas de ICC demonstraram excelente confiabilidade para a cinemática, contudo com reprodutibilidade limitada nas medidas registradas pelo smartphone. Já nos eventos de natureza compensatória, o ICC foi de razoável a excelente nas diferentes variáveis tanto da cinemática quanto do momentum.

Nesse estudo, elegeu-se o paradigma do pêndulo para provocar o desequilíbrio do tronco, por permitir a padronização e garantir a previsibilidade da perturbação (KRISHNAN; LATASH; ARUIN, 2012), o que foi reforçado pelos resultados encontrados neste estudo, uma vez que tanto os ajustes antecipatórios quanto compensatórios puderam ser estudados. Nesse paradigma, um pêndulo posicionado em frente ao sujeito é solto de uma distância padronizada e com uma carga ajustada ao peso do sujeito, para causar uma perturbação de magnitude significativa. A literatura demonstra que uma vez prevendo a aproximação do pêndulo, o SNC organiza um deslocamento antecipado do COP, no sentido contrário a perturbação (APAs), com objetivo de suavizar a magnitude e minimizar os ajustes posteriores (compensatórios) (SANTOS; ARUIN, 2009). Santos e Aruin (2008) utilizaram esse paradigma com intuito de investigar o nível de recrutamento de atividade antecipatória de determinados músculos baseado na direção da perturbação. Para isso, utilizou distâncias e massas constantes, alterando o posicionamento do sujeito para produção perturbações nos três planos de movimento. Esse estudo evidenciou a capacidade de manutenção da magnitude e previsibilidade da perturbação com esse método, mesmo manipulando-se o plano de

movimento. (SANTOS; ARUIN, 2008). Posteriormente, confirmou-se também que o impacto do pêndulo é suficiente para induzir CPAs, que variam conforme a magnitude dos APAs gerados pelo sujeito (SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010a).

Os avanços tecnológicos na última década, trouxeram para os estudos do controle postural, sensores baseados em unidades de medição inercial miniaturizadas (IMUs) como demonstrado pelo grande número de trabalhos com essa temática (BROWN *et al.*, 2014; CHIU *et al.*, 2017; GREENE *et al.*, 2012; GUO; XIONG, 2017). Esses sensores inerciais contam com acelerômetros e giroscópios que possibilitam o registro da aceleração linear e velocidade angular de movimentos em um quadro tridimensional (3D) fixado por sensor. O advento dessas tecnologias possibilitou o maior armazenamento de memória, maior vida de bateria, comunicação sem fio, permitindo que estes sensores sejam cada vez mais adaptáveis, vestíveis, menores e mais estáveis, além de possuírem menor custo financeiro, comparado com outras tecnologias consideradas padrão ouro (i.e. cinemática 3D por captura de vídeo, plataforma de força). Além disso, os smartphones da atualidade, que estão disponíveis para grande parte da população, já possuem esses sensores embutidos, o que viabilizou estudos pioneiros e amplificou a utilização desse recurso em ambientes clínicos (KONG Y. CHEN, KATHLEEN F. JANZ, 2012 ; KUZNETSOV *et al.*, 2018).

Apesar da literatura apresentar uma variedade de protocolos utilizando IMUs e smartphones para avaliação do controle postural, em sua grande maioria um único sensor é posicionado no nível L5 para realizar o exame posturográfico padrão, em que o sujeito permanece em postura estática por pelo menos 30 segundos, podendo haver manipulação de condições (i.e. apoio unipodal, tandem, olhos abertos ou fechados, dupla tarefa) (HASEGAWA *et al.*, 2019; MANCINI, MARTINA AND HORAK, 2010). Embora exista esse crescente corpo de evidências que apoie o uso de sensores vestíveis e smartphones para avaliar o equilíbrio postural, é importante reconhecer que essa área de pesquisa ainda está em desenvolvimento, e a utilização desses dispositivos para avaliar ajustes posturais antecipatórios compensatórios durante uma perturbação externa previsível, ainda não havia sido executado até aqui.

Nossos resultados evidenciaram grande e alta correlação entre os registros da cinemática e do aplicativo momentum, evidenciando a validade das medidas extraídas dos sensores do smartphone, tanto para variáveis antecipatórias como compensatórias, relativas ao impacto do pêndulo. Há descrições na literatura, embora limitadas, que demonstraram a

validade de medidas registradas por meio de smartphones, comparadas com o padrão ouro (cinemática ou plataforma de força). Ozinga *et al* (2014) buscaram validar a qualidade e quantidade de dados cinemáticos, obtidos por vídeos, em comparação a um dispositivo móvel para caracterizar a estabilidade postural em 12 idosos. Utilizando seis diferentes condições de equilíbrio estático, encontrou correlação significativa entre os dois sistemas, atestando a validade dos registros do celular (OZINGA; ALBERTS, 2014). Posteriormente, Mousavi *et al* (2020) buscaram validar um aplicativo de smartphone para cinemática de membros inferiores durante a corrida e concluíram que os parâmetros cinemáticos de corredoras, registrados usando o aplicativo de smartphone foram confiáveis, tornando o dispositivo adequado para essas medidas (MOUSAVI *et al.*, 2020).

Conforme esperado para o padrão ouro, a reprodutibilidade das medidas antecipatórias e compensatórias da cinemática foi excelente no presente estudo. Os registros obtidos pelo aplicativo momentum, no entanto, apenas apresentaram boa reprodutibilidade para as variáveis compensatórias. Estudos que testaram, além da validação, a reprodutibilidade de medidas usando aparelhos móveis são ainda mais escassos na literatura. Uma recente revisão (ROEING; HSIEH; SOSNOFF, 2017) compilou 13 artigos que utilizaram aplicativos móveis de saúde para testar o equilíbrio como fator de risco de queda e apenas três incluíram uma medida de confiabilidade. Embora as medidas de confiabilidade fossem de protocolos diferentes do nosso, e também de variáveis distintas, várias delas demonstraram altos valores de ICC ( $\geq 0,75$ ). Cerrito (2015) mediram a força de reação vertical e aceleração vertical dos sujeitos durante um teste de sentar e levantar e mostraram forte confiabilidade (ICC 0,75) nas medidas (CERRITO *et al.*, 2015). Hou, 2020 realizaram testes em seis posturas, por 30 segundos, em sujeitos que já sofreram AVE. Os valores ICC dos testes de confiabilidade com as medidas do smartphone foram pelo menos 0,76 ( $p = 0,00$ ), o que evidencia uma medida reprodutível (HOU *et al.*, 2020).

Nossos resultados de reprodutibilidade não são comparáveis ao que existe na literatura, uma vez que não encontramos estudos com registros de sensores embutidos smartphones, especificamente para ajustes antecipatórios desencadeados por perturbações previsíveis (i.e. tarefa de apontar, impacto anteroposterior). A baixa reprodutibilidade dessas medidas pode ser explicada em parte pela adaptação do indivíduo ao protocolo na segunda sessão, uma vez que ele já conhece o procedimento, e possui maior previsibilidade do acontecimento. Recentemente foi demonstrado que o processo de planejamento dos ajustes antecipatórios e compensatórios depende da previsibilidade e magnitude da perturbação

(KAEWMANEE; LIANG; ARUIN, 2020). Também deve ser considerado que a amplitude dos eventos antecipatórios é menor que a dos eventos compensatórios, evidenciando a necessidade de uma sensibilidade maior do instrumento avaliativo para detectá-lo.

Algumas limitações do presente estudo são o fato de terem sido incluídos somente indivíduos jovens, com apenas um modelo de celular. Além disso, fatores como posicionamento e movimento do smartphone podem influenciar a acurácia dos seus sensores. Acreditamos ter usado uma cinta suficientemente estável, mas esse é um ponto a ser considerado. Estudos futuros são necessários para viabilização da utilização deste recurso em diferentes ambientes e patologias.

Por fim, os resultados encontrados evidenciam que os registros obtidos por meio do aplicativo momentum foram comparáveis aos da cinemática e, portanto, o celular é uma ferramenta que pode ser inserida no ambiente clínico, para avaliação de ajustes posturais antecipatórios e compensatórios. Sugere-se, no entanto, que as avaliações, sejam realizadas repetidas vezes, em especial quando o objetivo da avaliação for os eventos antecipatórios, onde a reprodutibilidade das medidas foi restrita. O uso de smartphones para avaliações do controle postural pode beneficiar a prática clínica, constituindo-se em uma ferramenta portátil, acessível e de baixo custo, para monitorar os efeitos da progressão do tratamento, de doenças, terapias ou intervenções.

## Referências do artigo 1

ABBOTT, John C.; WAGLE, John P.; SATO, Kimitake; PAINTER, Keith; LIGHT, Thaddeus J.; STONE, Michael H. Validation of Inertial Sensor to Measure Barbell Kinematics across a Spectrum of Loading Conditions. **Sports**, vol. 8, no. 7, p. 93, 2020. <https://doi.org/10.3390/sports8070093>.

AIMOLA, Ettore; SANTELLO, Marco; LA GRUA, Giovanni; CASABONA, Antonino. Anticipatory postural adjustments in reach-to-grasp: Effect of object mass predictability. **Neuroscience Letters**, vol. 502, no. 2, p. 84–88, 2011. DOI 10.1016/j.neulet.2011.07.027. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neulet.2011.07.027>.

AL-AMRI, Mohammad; NICHOLAS, Kevin; BUTTON, Kate; SPARKES, Valerie; SHEERAN, Liba; DAVIES, Jennifer L. Inertial measurement units for clinical movement analysis: Reliability and concurrent validity. **Sensors (Switzerland)**, vol. 18, no. 3, p. 1–29, 2018. <https://doi.org/10.3390/s18030719>.

AROGANAM, Gobinath; MANIVANNAN, Nadarajah; HARRISON, David. Consumer Sport Applications. **Sensors**, vol. 19, p. 1–26, 2019. .

AUVINET, Bernard; BERRUT, Gilles; TOUZARD, Claude; MOUTEL, Laurent; COLLET, Nadine;

CHALEIL, Denis; BARREY, Eric. Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. **Gait and Posture**, vol. 16, no. 2, p. 124–134, 2002. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00203-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00203-X).

BARDY, Benoît G.; OULLIER, Olivier; LAGARDE, Julien; STOFFREGEN, Thomas A. On perturbation and pattern coexistence in postural coordination dynamics. **Journal of Motor Behavior**, vol. 39, no. 4, p. 326–336, 2007. <https://doi.org/10.3200/JMBR.39.4.326-336>.

BERG, K. O.; WOOD-DAUPHINEE, S. L.; WILLIAMS, J. I.; MAKI, B. Measuring balance in the elderly: Validation of an instrument. 83., 1992. **Canadian Journal of Public Health** [...]. [S. l.: s. n.], 1992. vol. 83, . <https://doi.org/10.1016/j.archger.2009.10.008>.

BERNARDINA, Gustavo R.D.; MONNET, Tony; CERVERI, Pietro; SILVATTI, Amanda P. Moving system with action sport cameras: 3D kinematics of the walking and running in a large volume. **PLoS ONE**, vol. 14, no. 11, p. 1–13, 2019. DOI 10.1371/journal.pone.0224182. Available at: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0224182>.

BLENKINSOP, Glen M.; PAIN, Matthew T.G.; HILEY, Michael J. Balance control strategies during perturbed and unperturbed balance in standing and handstand. **Royal Society Open Science**, vol. 4, no. 7, 2017. <https://doi.org/10.1098/rsos.161018>.

BLEUSE, Séverine; CASSIM, François; BLATT, Jean Louis; LABYT, Etienne; DERAMBURE, Philippe; GUIEU, Jean Daniel; DEFEBVRE, Luc. Effect of age on anticipatory postural adjustments in unilateral arm movement. **Gait and Posture**, vol. 24, no. 2, p. 203–210, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.09.001>.

BLOOMFIELD, Jonathan; POLMAN, Remco; O'DONOGHUE, Peter. Physical demands of different positions in FA Premier League soccer. **Journal of Sports Science and Medicine**, vol. 6, no. 1, p. 63–70, 2007. .

BÖTZEL, Kai; MARTI, Fernando Martinez; RODRÍGUEZ, Miguel Ángel Carvajal; PLATE, Annika; VICENTE, Alberto Olivares. Gait recording with inertial sensors - How to determine initial and terminal contact. **Journal of Biomechanics**, vol. 49, no. 3, p. 332–337, Feb. 2016. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.12.035>.

BROWN, Harrison J.; SIEGMUND, Gunter P.; GUSKIEWICZ, Kevin M.; VAN DEN DOEL, Kees; CRETU, Edmond; BLOUIN, Jean Sébastien. Development and Validation of an Objective Balance Error Scoring System. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, vol. 46, no. 8, p. 1610–1616, 2014. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000263>.

BUGNARIU, Nicoleta; SVEISTRUP, Heidi. Age-related changes in postural responses to externally- and self-triggered continuous perturbations. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, vol. 42, no. 1, p. 73–89, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2005.05.003>.

CABALLERO, Carla; BARBADO, David; MORENO, Francisco Javier. What COP and kinematic parameters better characterize postural control in standing balance tasks? **Journal of Motor Behavior**, vol. 47, no. 6, p. 550–562, 2015. <https://doi.org/10.1080/00222895.2015.1014545>.

CALLEGARI, B.; SAUNIER, G.; DUARTE, M.B.; DA SILVA ALMEIDA, G.C.; AMORIM, C.F.; MOUREY, F.; POZZO, T.; DA SILVA SOUZA, G. Anticipatory postural adjustments and kinematic arm features when postural stability is manipulated. **PeerJ**, vol. 2018, no. 3, 2018. <https://doi.org/10.7717/peerj.4309>.

CERRITO, Adrien; BICHSEL, Lukas; RADLINGER, Lorenz; SCHMID, Stefan. Reliability and validity of a smartphone-based application for the quantification of the sit-to-stand movement in

healthy seniors. **Gait and Posture**, vol. 41, no. 2, p. 409–413, 2015. DOI 10.1016/j.gaitpost.2014.11.001. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.11.001>.

CHANG, Kang Ming; LIU, Shin Hong. Wireless portable electrocardiogram and a tri-axis accelerometer implementation and application on sleep activity monitoring. **Telemedicine and e-Health**, vol. 17, no. 3, p. 177–184, 2011. <https://doi.org/10.1089/tmj.2010.0078>.

CHIKH, Soufien; WATELAIN, Eric; FAUPIN, Arnaud; PINTI, Antonio; JARRAYA, Mohamed; GARNIER, Cyril. Adaptability and prediction of anticipatory muscular activity parameters to different movements in the sitting position. **Perceptual and Motor Skills**, vol. 123, no. 1, p. 190–231, 2016. <https://doi.org/10.1177/0031512516656817>.

CHIU, Ya Lan; TSAI, Yi Ju; LIN, Chueh Ho; HOU, You Ruei; SUNG, Wen Hsu. Evaluation of a smartphone-based assessment system in subjects with chronic ankle instability. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, vol. 139, p. 191–195, 2017. DOI 10.1016/j.cmpb.2016.11.005. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.cmpb.2016.11.005>.

CLAUDINO, Renato; DOS SANTOS, Eloá C.C.; SANTOS, Marcio J. Compensatory but not anticipatory adjustments are altered in older adults during lateral postural perturbations. **Clinical Neurophysiology**, vol. 124, no. 8, p. 1628–1637, 2013. DOI 10.1016/j.clinph.2013.02.111. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2013.02.111>.

CRAM, Jeffrey R. The history of surface electromyography. **Applied Psychophysiology Biofeedback**, vol. 28, no. 2, p. 81–91, 2003. <https://doi.org/10.1023/A:1023802407132>.

DÜKING, Peter; HOTH, Andreas; HOLMBERG, Hans Christer; FUSS, Franz Konstantin; SPERLICH, Billy. Comparison of non-invasive individual monitoring of the training and health of athletes with commercially available wearable technologies. **Frontiers in Physiology**, vol. 7, no. MAR, 2016. <https://doi.org/10.3389/fphys.2016.00071>.

ERIKSSON CROMMERT, A. E. Martin; THORSTENSSON, Alf. Trunk muscle reactions to sudden unexpected and expected perturbations in the absence of upright postural demand. **Experimental Brain Research**, vol. 196, no. 3, p. 385–392, 2009. <https://doi.org/10.1007/s00221-009-1860-z>.

FARINA, Dario; NEGRO, Francesco. Accessing the neural drive to muscle and translation to neurorehabilitation technologies. **IEEE Reviews in Biomedical Engineering**, vol. 5, p. 3–14, 2012. <https://doi.org/10.1109/RBME.2012.2183586>.

GAGE, William H.; WINTER, David A.; FRANK, James S.; ADKIN, Allan L. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. **Gait and Posture**, vol. 19, no. 2, p. 124–132, 2004. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00037-7](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00037-7).

GAGO, Miguel F.; FERNANDES, Vitor; FERREIRA, Jaime; SILVA, Hélder; RODRIGUES, Maria L.; ROCHA, Luís; BICHO, Estela; SOUSA, Nuno. The effect of levodopa on postural stability evaluated by wearable inertial measurement units for idiopathic and vascular Parkinson's disease. **Gait and Posture**, vol. 41, no. 2, p. 459–464, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.11.008>.

GHISLIERI, Marco; GASTALDI, Laura; PASTORELLI, Stefano; TADANO, Shigeru; AGOSTINI, Valentina. Wearable inertial sensors to assess standing balance: a systematic review. **Sensors (Switzerland)**, vol. 19, no. 19, p. 1–25, 2019. <https://doi.org/10.3390/s19194075>.

GREENE, Barry R.; MCGRATH, Denise; WALSH, Lorcan; DOHENY, Emer P.; MCKEOWN, David; GARATTINI, Chiara; CUNNINGHAM, Clodagh; CROSBY, Lisa; CAULFIELD, Brian; KENNY, Rose A. Quantitative falls risk estimation through multi-sensor assessment of standing balance. **Physiological Measurement**, vol. 33, no. 12, p. 2049–2063, 2012.

<https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/12/2049>.

GREVE, Júlia Maria D.Andréa; CUĀ, Mutlu; DÜLGEROĀLU, Deniz; BRECH, Guilherme Carlos; ALONSO, Angelica Castilho. Relationship between anthropometric factors, gender, and balance under unstable conditions in young adults. **BioMed Research International**, vol. 2013, 2013. <https://doi.org/10.1155/2013/850424>.

GUO, Liangjie; XIONG, Shuping. Accuracy of base of support using an inertial sensor based motion capture system. **Sensors (Switzerland)**, vol. 17, no. 9, 2017. <https://doi.org/10.3390/s17092091>.

HASEGAWA, Naoya; SHAH, Vrutangkumar V.; CARLSON-KUHTA, Patricia; NUTT, John G.; HORAK, Fay B.; MANCINI, Martina. How to select balance measures sensitive to parkinson's disease from body-worn inertial sensors—separating the trees from the forest. **Sensors (Switzerland)**, vol. 19, no. 15, 2019. <https://doi.org/10.3390/s19153320>.

HAVENS, Kathryn L.; SIGWARD, Susan M. Whole body mechanics differ among running and cutting maneuvers in skilled athletes. **Gait and Posture**, vol. 42, no. 3, p. 240–245, 2015. DOI 10.1016/j.gaitpost.2014.07.022. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.07.022>.

HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. **Journal of Neurophysiology**, vol. 55, no. 6, p. 1369–1381, 1986. <https://doi.org/10.1152/jn.1986.55.6.1369>.

HORAK, Fay B. Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing**, vol. 35, no. SUPPL.2, p. 7–11, 2006. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>.

HORAK, Fay B.; HENRY, Sharon M.; SHUMWAY-COOK, Anne. Postural perturbations: New insights for treatment of balance disorders. **Physical Therapy**, vol. 77, no. 5, p. 517–533, 1997. <https://doi.org/10.1093/ptj/77.5.517>.

HOU, You Ruei; CHIU, Ya Lan; CHIANG, Shang Lin; CHEN, Hui Ya; SUNG, Wen Hsu. Development of a smartphone-based balance assessment system for subjects with stroke. **Sensors (Switzerland)**, vol. 20, no. 1, p. 1–9, 2020. <https://doi.org/10.3390/s20010088>.

HUANG, Min Hui; BROWN, Susan H. Age differences in the control of postural stability during reaching tasks. **Gait and Posture**, vol. 38, no. 4, p. 837–842, 2013. DOI 10.1016/j.gaitpost.2013.04.004. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.04.004>.

IOSA, Marco; PICERNO, Pietro; PAOLUCCI, Stefano; MORONE, Giovanni. Wearable inertial sensors for human movement analysis. **Expert Review of Medical Devices**, vol. 13, no. 7, p. 641–659, 2016. <https://doi.org/10.1080/17434440.2016.1198694>.

IVANENKO, Yury; GURFINKEL, Victor S. Human postural control. **Frontiers in Neuroscience**, vol. 12, no. MAR, p. 1–9, 2018. <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.00171>.

KAEWMANEE, Tippawan; LIANG, Huaqing; ARUIN, Alexander S. Effect of predictability of the magnitude of a perturbation on anticipatory and compensatory postural adjustments. **Experimental Brain Research**, vol. 238, no. 10, p. 2207–2219, 2020. DOI 10.1007/s00221-020-05883-y. Available at: <https://doi.org/10.1007/s00221-020-05883-y>.

KANEKAR, Neeta; ARUIN, Alexander S. The effect of aging on anticipatory postural control. **Experimental Brain Research**, 2014. <https://doi.org/10.1007/s00221-014-3822-3>.

KEKLICEK, Hilal; KIRDI, Elif; YALCIN, Ali; YUCE, Deniz; TOPUZ, Semra. Learning effect of dynamic postural stability evaluation system. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**,

vol. 32, no. 1, p. 7–14, 2019. <https://doi.org/10.3233/BMR-181172>.

KONG Y. CHEN, KATHLEEN F. JANZ, Weimo Zhu and Robert J. Brychta. RE-DEFINING THE ROLES OF SENSORS IN OBJECTIVE PHYSICAL ACTIVITY MONITORING. **Med Sci Sports Exerc.**, vol. 23, no. 1, p. 1–7, 2012. DOI :10.1249/MSS.0b013e3182399bc8. Available at: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3624763/pdf/nihms412728.pdf>.

KRISHNAMOORTHY, Vijaya; LATASH, Mark L.; SCHOLZ, John P.; ZATSIORSKY, Vladimir M. Erratum: Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons (Experimental Brain Research (2003) 152 (281-292)). **Experimental Brain Research**, vol. 155, no. 1, p. 134, 2004. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1779-8>.

KRISHNAN, Vennila; LATASH, Mark L.; ARUIN, Alexander S. Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. **Clinical Neurophysiology**, vol. 123, no. 5, p. 1016–1026, 2012. DOI 10.1016/j.clinph.2011.09.014. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2011.09.014>.

KUMAR, Aswath; ESPINOSA, Hugo G.; WORSEY, Matthew; THIEL, David V. Spin Rate Measurements in Cricket Bowling Using Magnetometers. **Proceedings**, vol. 49, no. 1, p. 11, 2020. <https://doi.org/10.3390/proceedings2020049011>.

KUZNETSOV, Nikita A.; ROBINS, Rebecca K.; LONG, Benjamin; JAKIELA, Jason T.; HARAN, F. Jay; ROSS, Scott E.; WRIGHT, W. Geoffrey; RHEA, Christopher K. Validity and reliability of smartphone orientation measurement to quantify dynamic balance function. **Physiological Measurement**, vol. 39, no. 2, 2018. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/aaa3c2>.

LACQUANITI, F.; MAIOLI, C. Independent control of limb position and contact forces in cat posture. **Journal of Neurophysiology**, vol. 72, no. 4, p. 1476–1495, 1994. <https://doi.org/10.1152/jn.1994.72.4.1476>.

LAFOND, D.; DUARTE, M.; PRINCE, F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. **Journal of Biomechanics**, vol. 37, no. 9, p. 1421–1426, 2004. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00251-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00251-3).

LEBEL, Karina; BOISSY, Patrick; HAMEL, Mathieu; DUVAL, Christian. Inertial measures of motion for clinical biomechanics: Comparative assessment of accuracy under controlled conditions - Changes in accuracy over time. **PLoS ONE**, vol. 10, no. 3, p. 1–12, 2015. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0118361>.

LELY, Luengas; SC, M. Modelo de Bipedestación Erguida Normal y Patológica. **Ingenio Magno**, vol. 5, no. 1, p. 9–17, 2015. .

LORAM, Ian D.; LAKIE, Martin. Human balancing of an inverted pendulum: Position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. **Journal of Physiology**, vol. 540, no. 3, p. 1111–1124, 2002. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2001.013077>.

MANCINI, MARTINA AND HORAK, Fay. The relevance of clinical balance assessment tool to differentiate balance deficits. **European Journal of physical and rehabilitation medicine**, vol. 46, p. 239–248, 2010. .

MASSION, Jean. MOVEMENT , POSTURE AND EQUILIBRIUM : INTERACTION AND COORDINATION Control of Feedforward gain and gate control Perturbation. **Progress in Neurobiology**, 1992. .

MASSION, Jean. Postural control system. **Elsevier**, vol. 4, no. 6, p. 877–887, 1994. .

MAYAGOITIA, Ruth E; LO, Joost C; VELTINK, Peter H; HERMENS, Hermie. Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. vol. 16, p. 55–59, 2002. .

METTLER, Abby; CHINN, Lisa; SALIBA, Susan A.; MCKEON, Patrick O.; HERTEL, Jay. Balance training and center-of-pressure location in participants with chronic ankle instability. **Journal of Athletic Training**, vol. 50, no. 4, p. 343–349, 2015. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.94>.

MEYER, G.; AYALON, M. Biomechanical aspects of dynamic stability. **European Review of Aging and Physical Activity**, vol. 3, no. 1, p. 29–33, 2006. <https://doi.org/10.1007/s11556-006-0006-6>.

MONTESINOS, Luis; CASTALDO, Rossana; PECCHIA, Leandro. Wearable inertial sensors for fall risk assessment and prediction in older adults: A systematic review and meta-analysis. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, vol. 26, no. 3, p. 573–582, Mar. 2018. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2017.2771383>.

MOUSAVI, Seyed Hamed; HIJMANS, Juha M.; MOEINI, Forough; RAJABI, Reza; FERBER, Reed; VAN DER WORP, Henk; ZWERVER, Johannes. Validity and reliability of a smartphone motion analysis app for lower limb kinematics during treadmill running. **Physical Therapy in Sport**, vol. 43, p. 27–35, 2020. DOI 10.1016/j.ptsp.2020.02.003. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.02.003>.

NARDELLO, Francesca; BERTUCCO, Matteo; CESARI, Paola. Anticipatory and pre-planned actions: A comparison between young soccer players and swimmers. **PLoS ONE**, vol. 16, no. 4 April, p. 1–12, 2021. DOI 10.1371/journal.pone.0249635. Available at: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0249635>.

NASHNER, Lewis M. The organisation of human postural movements A formal basis and experimental synthesis..pdf. no. 1985, p. 135–172, 1985. .

NAZARAHARI, Milad; ROUHANI, Hossein. Detection of daily postures and walking modalities using a single chest-mounted tri-axial accelerometer. **Medical Engineering and Physics**, vol. 57, p. 75–81, 2018. DOI 10.1016/j.medengphy.2018.04.008. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2018.04.008>.

OLAFSDOTTIR, Halla; YOSHIDA, Naoki; ZATSIORSKY, Vladimir M.; LATASH, Mark L. Elderly show decreased adjustments of motor synergies in preparation to action. **Clinical Biomechanics**, vol. 22, no. 1, p. 44–51, 2007. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.08.005>.

OZINGA, Sarah J.; ALBERTS, Jay L. Quantification of postural stability in older adults using mobile technology. **Experimental Brain Research**, vol. 232, no. 12, p. 3861–3872, 2014. <https://doi.org/10.1007/s00221-014-4069-8>.

PARK, Sukyung; HORAK, Fay B.; KUO, Arthur D. Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. **Experimental Brain Research**, vol. 154, no. 4, p. 417–427, 2004. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1674-3>.

PEREZ-CRUZADO, David; GONZÁLEZ-SÁNCHEZ, Manuel; CUESTA-VARGAS, Antonio Ignacio. Parameterization and reliability of single-leg balance test assessed with inertial sensors in stroke survivors: A cross-sectional study. **BioMedical Engineering Online**, vol. 13, no. 1, p. 1–12, 2014. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-127>.

RIGOBERTO, Martinez M.; TOSHIYO, Tamura; MASAKI, Sekine. Smart phone as a tool for measuring anticipatory postural adjustments in healthy subjects, a step toward more personalized healthcare. **2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC'10**, , p. 82–85, 2010. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5626162>.

- ROCCHI, Laura; PALMERINI, Luca; WEISS, Aner; HERMAN, Talia; HAUSDORFF, Jeffrey M. Balance testing with inertial sensors in patients with parkinson's disease: Assessment of motor subtypes. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, vol. 22, no. 5, p. 1064–1071, 2014. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2013.2292496>.
- ROEING, Kathleen L.; HSIEH, Katherine L.; SOSNOFF, Jacob J. A systematic review of balance and fall risk assessments with mobile phone technology. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, vol. 73, p. 222–226, 2017. DOI 10.1016/j.archger.2017.08.002. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.archger.2017.08.002>.
- S. BOUISSET AND M. ZATTARA. Biomechanical Study of the Programming of APAs Associated with Voluntary Movement.pdf. vol. 20, no. 8, p. 735–742, 1987. .
- SAMIULLAH, Christopher; DEVLIN, Sam; SUESS, Urs. Classifying Martial Arts Motion from a Single Wearable Sensor. 2020. Available at: [http://christophergs.github.io/samiullah\\_devlin\\_suess\\_iaai\\_submission.pdf](http://christophergs.github.io/samiullah_devlin_suess_iaai_submission.pdf).
- SANTOS, Marcio J.; ARUIN, Alexander S. Effects of lateral perturbations and changing stance conditions on anticipatory postural adjustment. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, vol. 19, no. 3, p. 532–541, 2009. DOI 10.1016/j.jelekin.2007.12.002. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.12.002>.
- SANTOS, Marcio J.; ARUIN, Alexander S. Role of lateral muscles and body orientation in feedforward postural control. **Experimental Brain Research**, vol. 184, no. 4, p. 547–559, 2008. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-1123-9>.
- SANTOS, Marcio J.; KANEKAR, Neeta; ARUIN, Alexander S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, vol. 20, no. 3, p. 388–397, 2010a. DOI 10.1016/j.jelekin.2009.06.006. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.06.006>.
- SANTOS, Marcio J.; KANEKAR, Neeta; ARUIN, Alexander S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, vol. 20, no. 3, p. 398–405, 2010b. DOI 10.1016/j.jelekin.2010.01.002. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.01.002>.
- SAUNDERS, Nathan W.; KOUTAKIS, Panagiotis; KLOOS, Anne D.; KEGELMEYER, Deborah A.; DICKE, Jessica D.; DEVOR, Steven T. Reliability and validity of a wireless accelerometer for the assessment of postural sway. **Journal of Applied Biomechanics**, vol. 31, no. 3, p. 159–163, Jun. 2015. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0232>.
- SESHADRI, Dhruv R.; LI, Ryan T.; VOOS, James E.; ROWBOTTOM, James R.; ALFES, Celeste M.; ZORMAN, Christian A.; DRUMMOND, Colin K. Wearable sensors for monitoring the physiological and biochemical profile of the athlete. **npj Digital Medicine**, vol. 2, no. 1, 2019. DOI 10.1038/s41746-019-0150-9. Available at: <http://dx.doi.org/10.1038/s41746-019-0150-9>.
- SHERRINGTON, C. S. Physiological Laboratory, University. **Journal of Physiology**, vol. 40, no. i, p. 28–121, 1910. .
- SHIOZAWA, Shinichiro; HIRATA, Rogerio Pessoto; GRAVEN-NIELSEN, Thomas. Center of pressure displacement of standing posture during rapid movements is reorganised due to experimental lower extremity muscle pain. **PLoS ONE**, vol. 10, no. 12, p. 1–15, 2015. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0144933>.
- SHROUT, Patrick E.; FLEISS, Joseph L. Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability.

**Psychological Bulletin**, vol. 86, no. 2, p. 420–428, 1979. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.86.2.420>.

SUN, Ruopeng; MOON, Yaejin; MCGINNIS, Ryan S.; SEAGERS, Kirsten; MOTL, Robert W.; SHETH, Nirav; WRIGHT, John A.; GHAFARI, Roozbeh; PATEL, Shyamal; SOSNOFF, Jacob J. Assessment of Postural Sway in Individuals with Multiple Sclerosis Using a Novel Wearable Inertial Sensor. **Digital Biomarkers**, vol. 2, no. 1, p. 1–10, Jan. 2018. <https://doi.org/10.1159/000485958>.

VALLDEPERES, Ariadna; ALTUNA, Xabier; MARTINEZ-BASTERRA, Zuriñe; ROSSI-IZQUIERDO, Marcos; BENITEZ-ROSARIO, Jesus; PEREZ-FERNANDEZ, Nicolas; REY-MARTINEZ, Jorge. Wireless inertial measurement unit (IMU)-based posturography. **European Archives of Oto-Rhino-Laryngology**, vol. 276, no. 11, p. 3057–3065, 2019. DOI 10.1007/s00405-019-05607-1. Available at: <https://doi.org/10.1007/s00405-019-05607-1>.

VAN HEES, Vincent T.; RENSTRÖM, Frida; WRIGHT, Antony; GRADMARK, Anna; CATT, Michael; CHEN, Kong Y.; LÖF, Marie; BLUCK, Les; POMEROY, Jeremy; WAREHAM, Nicholas J.; EKELUND, Ulf; BRAGE, Søren; FRANKS, Paul W. Estimation of daily energy expenditure in pregnant and Non-Pregnant women using a Wrist-Worn Tri-Axial accelerometer. **PLoS ONE**, vol. 6, no. 7, 2011. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0022922>.

VENNILA KRISHNAN, ALEXANDER S. ARUIN, and Mark L. Latash. Two Stages and Three Components of the Postural. vol. 212, no. 1, p. 47–63, 2011. <https://doi.org/10.1007/s00221-011-2694-z>.

WANG, Danping; MAHE, Gael; FANG, Junying; PISCIONE, Julien; COUVET, Serge; RETIERE, Didier; LAPORTE, Sébastien; VIDAL, Pierre Paul. Inconsistent anticipatory postural adjustments (APAs) in rugby players: A source of injuries? **BMJ Open Sport and Exercise Medicine**, vol. 4, no. 1, 2018. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2017-000303>.

WINTER, D A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait and Posture**, vol. 3, p. 193–214, 1995. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9).

WISZOMIRSKA, Ida; KACZMARCZYK, Katarzyna; BŁAZKIEWICZ, Michalina; WIT, Andrzej. The Impact of a Vestibular-Stimulating Exercise Regime on Postural Stability in People with Visual Impairment. **BioMed Research International**, vol. 2015, 2015. <https://doi.org/10.1155/2015/136969>.

WOOLLACOTT, M. H.; MANCHESTER, D. L. Anticipatory postural adjustments in older adults: Are changes in response characteristics due to changes in strategy? **Journals of Gerontology**, vol. 48, no. 2, p. 64–70, 1993. <https://doi.org/10.1093/geronj/48.2.M64>.

XIE, Lin; WANG, Jian. Anticipatory and compensatory postural adjustments in response to loading perturbation of unknown magnitude. **Experimental Brain Research**, vol. 237, no. 1, p. 173–180, 2019. DOI 10.1007/s00221-018-5397-x. Available at: <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-018-5397-x>.

ZHANG, Cheng; YANG, Fan; LI, Gang; ZHAI, Qiang; JIANG, Yi; XUAN, Dong. MV-Sports: A Motion and Vision Sensor Integration-Based Sports Analysis System. **Proceedings - IEEE INFOCOM**, vol. 2018-April, no. M, p. 1070–1078, 2018. <https://doi.org/10.1109/INFOCOM.2018.8485910>.

ZHANG, Zhi; GAO, Ying; WANG, Jian. Effects of vision and cognitive load on anticipatory and compensatory postural control. **Human Movement Science**, vol. 64, no. 148, p. 398–408, 2019. DOI 10.1016/j.humov.2019.02.011. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.02.011>.

## ARTIGO 2

**Validade concorrente e confiabilidade teste-reteste de um acelerômetro triaxial sem fio comercial para avaliações de ajustes posturais durante perturbações previsíveis.**

**Manuela Brito Duarte<sup>1</sup>, Anderson Antunes da Costa Moraes<sup>1</sup>, Eduardo Veloso Ferreira<sup>1</sup>, Gizele Cristina da Silva Almeida<sup>1</sup>, Paulo Rui de Oliveira<sup>2</sup>, César Ferreira Amorim<sup>2,3,4</sup>, André dos Santos Cabral<sup>5</sup>, Anselmo de Athayde Costa e Silva<sup>6</sup>, Givago Silva Souza<sup>7,8</sup> and Bianca Callegari<sup>1,6</sup>.**

<sup>1</sup> Laboratório de Estudos da Motricidade Humana, Av. Generalíssimo deodoro 01, Belém 66073-00, PA, Brazil; [manubritd@gmail.com](mailto:manubritd@gmail.com) (M. B. D.); [antunesanderson@hotmail.com](mailto:antunesanderson@hotmail.com) (A. A. d. C. M.); [eduardocvf@gmail.com](mailto:eduardocvf@gmail.com) (E. V. F.); [g.c.fisioterapia@gmail.com](mailto:g.c.fisioterapia@gmail.com) (G. C. d. S. A.); [callegari@ufpa.com.br](mailto:callegari@ufpa.com.br) (B. C.).

<sup>2</sup> Doctoral and Masters Program in Physical Therapy, UNICID, 448/475 Cesário Galeno St., São Paulo, SP, Brazil. [paulo.oliveira@unicid.edu.br](mailto:paulo.oliveira@unicid.edu.br)

<sup>3</sup> Département des Sciences de la Santé, Programme de physiothérapie de l'université McGill offert en extension à l'UQAC, Saguenay, Québec, Canada

<sup>4</sup> Physical Therapy and Neuroscience Departments, Wertheims' Colleges of Nursing and Health Sciences and Medicine, Florida International University (FIU), Miami, Florida, United States. [cesar@emgssystem.com](mailto:cesar@emgssystem.com)

<sup>5</sup> Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Universidade do Estado do Pará, PA, Brazil; Tv. Perebebuí, 2623 - Marco, Belém - PA, 66087-662; E-mail: [andre.cabral@uepa.br](mailto:andre.cabral@uepa.br)

<sup>6</sup> Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento, Universidade Federal do Pará, Av. Generalíssimo deodoro 01, Belém 66073-00, PA, Brazil; [anselmocs@ufpa.br](mailto:anselmocs@ufpa.br)

<sup>7</sup> Instituto de Ciências Biológicas, Universidade Federal do Pará, Rua Augusto Corrêa 01, Belém 66075-110, PA, Brazil; [givagosouza@ufpa.br](mailto:givagosouza@ufpa.br)

<sup>8</sup>Núcleo de Medicina Tropical, Universidade Federal do Pará, Avenida Generalíssimo Deodoro 92, Belém 66055-240, PA, Brazil; [givagosouza@ufpa.br](mailto:givagosouza@ufpa.br)

## Resumo

Os avanços tecnológicos tem permitido maiores aplicações de recursos de baixo custo e altamente tecnológicos em avaliações dentro e fora de ambientes hospitalares ou clínicos. Sabe-se que a busca por tecnologias que permitam baratear as análises e avaliações no esporte é constante, ao passo que esses recursos tecnológicos obtenham resultados que sejam fidedignos aos equipamentos padrão ouro de avaliação. Com isso, a utilização de sensores inerciais portáteis e comercialmente disponíveis têm estado mais presentes na literatura atual. O objetivo deste artigo então foi validar os sinais extraídos do acelerômetro do sensor (*Metamotion C*) e comparar com os dados obtidos de um equipamento padrão ouro (Sistema de câmeras tridimensionais). Vinte jovens saudáveis em pé foram expostos ao paradigma do pêndulo que consistiu em perturbações anteroposteriores previsíveis provocadas ao nível dos ombros. Para mensurar os ajustes posturais observou-se a aceleração do centro de massa (COM) na fase antecipatória e compensatória da perturbação comparando os sinais dos dois equipamentos (*Metamotion C* e cinemática). Os resultados de validação evidenciaram correlação linear significativa de todas as variáveis com correlação de moderada a grande com  $r \geq$  que 0,5 entre os dispositivos. Já os resultados de confiabilidade entre as sessões obtidos pela filmagem foram todos significativos e acima de 0,75, o que indica excelente confiabilidade. Na fase antecipatória a variável  $APA_{onset}$  apresentou ICC razoável a alto. Já na fase compensatória o  $CPA_{time}$  evidenciou uma excelente correlação. Esses resultados evidenciam que o *Metamotion C* se mostrou confiável e válido na mensuração de aceleração do COM em comparação ao sistema de câmeras tanto na fase antecipatória quanto compensatória.

**Palavras-chave:** Ajustes Posturais Antecipatórios, Ajustes Posturais Compensatórios. Sensores Inerciais, Equilíbrio postural.

## Introdução

O uso de tecnologias portáteis alternativas de baixo custo tem sido uma solução no meio esportivo, visto a contínua busca de oportunidades das equipes esportivas na melhoria do desempenho e segurança dos atletas visando a competitividade. (SESHADRI *et al.*, 2019). Utilização destes sensores começou a se tornar uma necessidade baseada no desejo de constante monitorização e quantificação de resultados e evoluções (AROGANAM; MANIVANNAN; HARRISON, 2019). Nesse contexto a MbientLab fabrica sensores que, como o *Metamotion C* (mBientLab, Metamotion C, San Francisco, CA), que são sensores que gravam dados brutos do sensor e por via bluetooth transmitem esses dados para posterior análise. Em geral os sensores possuem sensor de luz, sensor de temperatura e fusão de sensor com 10 eixos de detecção de movimento (acelerômetro de 3 eixos + giroscópio de 3 eixos + magnetômetro de 3 eixos + altímetro / barômetro / pressão).

Apesar das inúmeras possibilidades de utilização do *Metamotion C* e de outros dispositivos similares, do mesmo fabricante, os estudos que o utilizaram no meio esportivo são escassos e recentes na literatura científica (DÜKING *et al.*, 2016). Samuulaah *et al.* (2020) recentemente encontraram ótimos níveis de precisão desse dispositivo para classificar movimentos das artes marciais, posicionando-o no tronco dos voluntários e avaliando de forma tridimensional os movimentos realizados durante a luta, a partir da fusão dos dados do acelerômetro e giroscópio do sensor (SAMIULLAH; DEVLIN; SUESS, 2020).

Outro estudo utilizou o sensor fixado no punho de atletas de tênis, para investigar os resultados de precisão relacionados à velocidade e rotação da bola (ZHANG, Cheng *et al.*,

2018). Os resultados mostraram que o dispositivo foi capaz de alcançar com precisão o reconhecimento da ação do jogador em relação à bola, com latência inferior a um segundo.

Utilizando um sensor dentro da bola e outros três sensores fixados na parte superior das costas e no punho de jogadores de boliche, outro estudo avaliou a correlação das posições de marcadores cinemáticos com os dados de aceleração (KUMAR *et al.*, 2020). Os resultados também evidenciaram a capacidade do dispositivo em registrar as características biomecânicas do arremessador para complementar a análise no jogo de boliche.

O desempenho no esporte demanda de um controle postural eficiente e do uso de estratégias como os ajustes posturais antecipatórios (APAs) e compensatórios (CPAs) (SANTOS; ARUIN, 2009). APAs são caracterizados pelo deslocamento do centro de pressão (COP), assim como, ativação ou inibição dos músculos posturais antecipadamente, frente a uma perturbação previsível. Após ocorrer a perturbação, a estratégia empregada é a compensatória que consiste na regulação do COP de volta a posição de estabilidade, este evento é garantido pelo mecanismo de feedback que atua sobre a restauração do equilíbrio e na ativação muscular (KANEKAR; ARUIN, 2014). Esses conceitos já foram estudados no esporte e as evidências suportam a importância da programação antecipatória para melhora de reação e estabilidade em reagir em atletas de natação e futebol (NARDELLO; BERTUCCO; CESARI, 2021), esportes de contato como o Rugby (WANG *et al.*, 2018), entre outros.

Dessa forma, o emprego de sensores inerciais para avaliar APAs pode possibilitar avaliações de baixo custo, fora de laboratórios de pesquisa, no âmbito esportivo e ainda é pouco explorada. Com isso, o objetivo deste estudo foi testar a validade e confiabilidade um acelerômetro de uso comercial *Metamotion C* (mBientLab, MetaMotionC, San Francisco, CA) para de extrair sinais do acelerômetro e quantificar APAs e CPAs, durante uma perturbação previsível. Objetivamos validar os sinais extraídos do acelerômetro do sensor e comparar com os dados obtidos de um equipamento padrão ouro (Sistema de câmeras tridimensionais). A hipótese é que os dados extraídos do acelerômetro do sensor *Metamotion C* possam avaliar os APAs e CPAs com validação em relação ao método padrão ouro, além de apresentar confiabilidade das medidas entre sessões.

## **Métodos**

### **Sujeitos**

Para este estudo 20 jovens saudáveis foram recrutados (10 homens e 10 mulheres), com altura média  $1,68 \pm 0,081\text{m}$ , média de idade de  $29,57 \pm 6,66$  anos, e peso médio  $72,79 \pm 14,32$  kg. Participantes que apresentaram história de problemas ortopédicos, neurológicos, reumáticos ou qualquer outra doença que pudesse interferir no desempenho da tarefa foram excluídos do presente estudo. Os participantes foram recrutados sob demanda. O estudo foi aprovado pelo comitê de ética local antes do início do estudo (CEP nº 3.817.332).

### **Equipamentos**

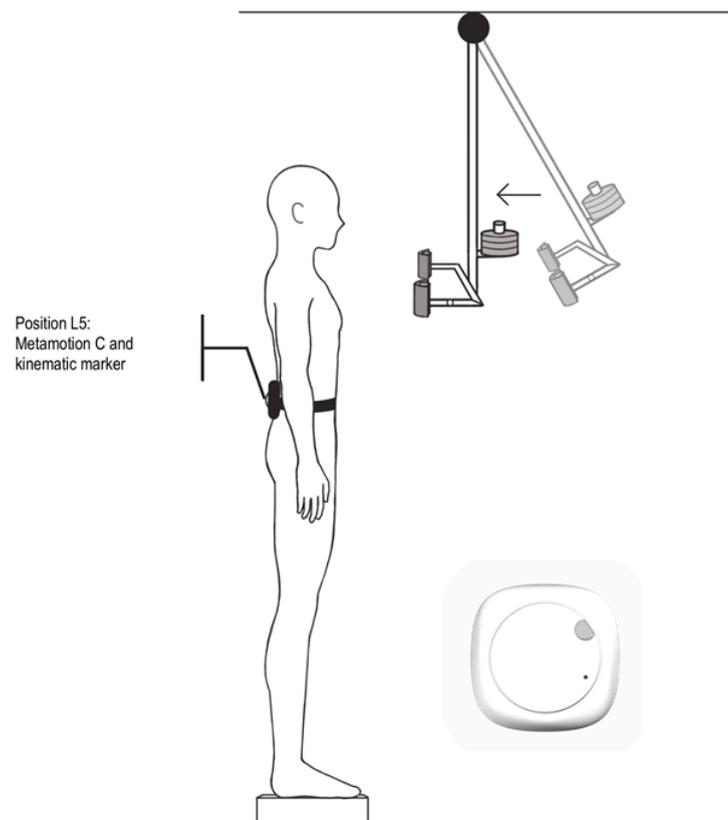
Para registrar as acelerações do Centro de Massa (COM), foram utilizados dois instrumentos: um sistema tridimensional com três câmeras (Simi Motion, Simi, Germany), com frequência de amostragem de 120 Hz; e um sensor inercial sem fio *Metamotion C* (mBientLab, MetaMotionC, San Francisco, CA). O *Metamotion C* trata-se de um sensor que grava os dados brutos do sensor via bluetooth em até 400Hz e transmite esses dados do sensor em até 100Hz e possui peso aproximado de 5,66g, de diâmetro possui 25mm x 4mm de tamanho. Este equipamento possui um sensor de luz, sensor de temperatura e fusão de sensor com 10 eixos de detecção de movimento (acelerômetro de 3 eixos + giroscópio de 3 eixos + magnetômetro de 3 eixos + altímetro / barômetro / pressão). Neste projeto, os dados foram coletados a partir do acelerômetro do dispositivo, nos três eixos X, Y e Z, em frequência de aquisição de 100 Hz e exportados em formato csv por meio do aplicativo Metabase (mBientLab, San Francisco, CA) disponibilizado pelos desenvolvedores do sensor inercial.

### **Protocolo Experimental**

Os participantes foram posicionados descalços e com os pés afastados na largura dos ombros com o *MetaMotion C* e um marcador reflexivo posicionado na região da quinta vértebra lombar (L5). Inicialmente, os sujeitos foram orientados a pular verticalmente, no mesmo lugar. O alinhamento dos registros inerciais e da cinemetria pelo pico dos sinais no eixo vertical, que caracteriza o momento do impacto com o solo, foi utilizado para sincronizar os sinais dos dois instrumentos de avaliação. Após essa etapa, os sujeitos foram posicionados novamente, em frente a um pêndulo fixado ao teto, contendo um segundo marcador reflexivo para o registro cinemático do movimento do pêndulo. O pêndulo consistia em uma haste central ajustável em altura e com as extremidades distais protegidas por duas peças acolchoadas posicionadas na largura dos ombros. Uma carga (3% do peso corporal do participante) foi fixada na extremidade distal da haste central, acima das peças acolchoadas

(KANEKAR; ARUIN, 2014; VENNILA KRISHNAN, ALEXANDER S. ARUIN, 2011)  
(Figura 1).

Figura 1- Vista da configuração experimental.



Legenda: Vista da configuração experimental mostrando o participante em frente ao pêndulo que foi liberado a 0,5 m de distância, causando uma perturbação previsível ântero-posterior. Em L5 encontram-se fixados o sensor *Metamotion C* e, sobre ele, o marcador reflexivo.

Fonte: figura desenvolvida pela autora.

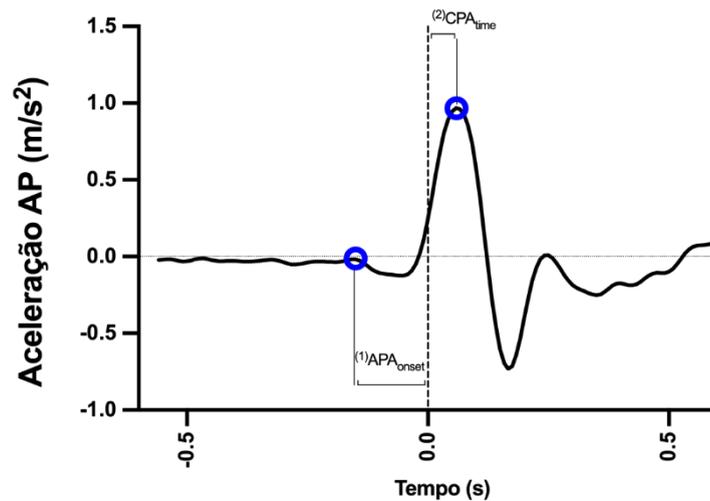
O protocolo experimental consistiu na perturbação ântero-posterior causada pela força unidirecional aplicada ao tronco dos participantes pelo impacto do pêndulo, que foi liberado pelo pesquisador a uma distância de 0,5 m do sujeito. Os participantes puderam ver o pêndulo durante o experimento, garantindo a previsibilidade de perturbação. Para cada participante, 12 ensaios foram realizados com intervalos de tempo aleatórios entre eles. Após duas semanas, o mesmo experimento foi aplicado, nos mesmos voluntários, para analisar a reprodutibilidade dos dados.

### **Análise de dados**

A sincronização, o processamento e a análise dos dados foram realizados offline usando o software MatLab R2020 (MathWorks, Natick, MA, EUA). O início de cada perturbação ( $T_{zero}$ ) foi definido pelo impacto do pêndulo no tronco do sujeito. Este momento foi visualizado pelos dados cinemáticos da trajetória do pêndulo em direção ao tronco do sujeito. O intervalo de tempo entre 200 ms antes do impacto até 400 ms após a sua análise. Apenas as acelerações da COM na direção ântero-posterior foram consideradas para as medidas de desfecho. As coordenadas dos dados brutos neste eixo foram geradas a partir do vídeo e do acelerômetro do sensor *Metamotion C* e foram filtradas com um segundo filtro Butterworth de ordem passa-baixa de 30 Hz, que gerou um envelope de sinal, usado para identificação por inspeção visual associada a algoritmos, de os seguintes eventos descritos (Figura 2):

- (1) APAonset: tempo de início da aceleração do COM, antes de  $T_{zero}$  (amplitude maior que a média da linha de base mais 2 desvios padrão – DP – da linha de base) (SANTOS; KANEKAR; ARUIN, 2010).
- (2) Tempo para pico de aceleração ( $CPA_{time}$ ): tempo para atingir o momento de pico de aceleração do COM após  $T_{zero}$  (BLEUSE et al., 2006).

Figura 2 - Curva de aceleração ântero-posterior e variáveis de medição.



Legenda: Curva de aceleração ântero-posterior e variáveis de medição. A linha pontilhada representa o momento do impacto do pêndulo. AP: ântero-posterior.

Fonte: figura desenvolvida pela autora.

## Estatística

A análise estatística foi realizada com o software GraphPad PRISM 9 e MATLAB (MathWorks, Natwick, MA, USA). O teste de Shapiro-Wilk confirmou a normalidade da distribuição de dados e o teste t-student comparou as medidas entre os instrumentos e as sessões. A descrição dos dados foi realizada por meio de gráficos boxplot para cada parâmetro. O boxplot apresenta a mediana na linha central, as bordas superior e inferior (percentis 75 e 25) e as extremidades com os valores de dados mínimo e máximo. A média foi representada no interior do boxplot.

Para a validação do *Metamotion C*, as variáveis mensuradas foram correlacionadas entre os dispositivos pelo teste de correlação linear de Pearson ( $r$ ). Nos testes de correlação, a concordância ponto a ponto entre os sistemas foi estimada por sujeito para cada variável do COM através da medida dos valores  $r$  estimados e intervalos de confiança. Os coeficientes de correlação de Pearson ( $r$ ) 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 com limites de concordância de 95% (média  $\pm$  2 SD) traçados para comparar os valores dos equipamentos.

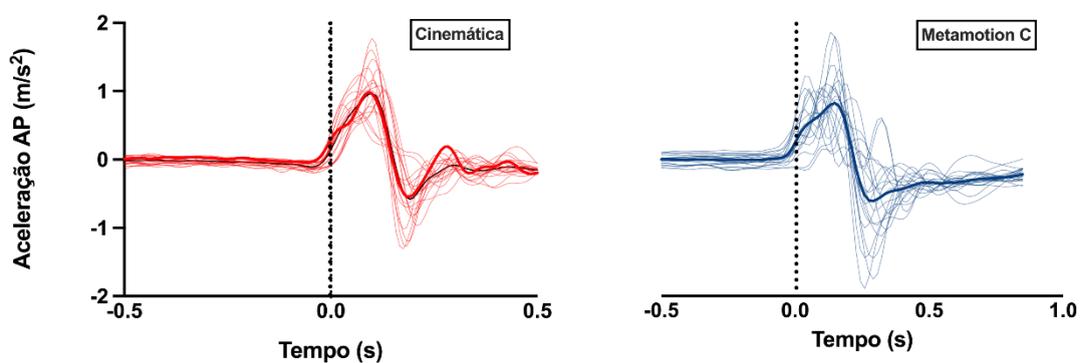
A confiabilidade teste-reteste entre as duas sessões de teste foi calculada a partir dos valores médios das doze tentativas registradas durante cada sessão. Posteriormente para

confiabilidade o coeficiente de correlação intraclasse (ICC), com um modelo misto bidirecional e tipo de acordo absoluto com intervalo de confiança de 95% (IC) foi calculado para determinar a confiabilidade absoluta. Os ICCs foram interpretados de acordo Shrout e Fleiss onde  $ICC \geq 0,75$  indica excelente correlação,  $0,74 - 0,4$ : indica correlação razoável a alta e  $ICC \leq 0,39$  indica correlação pobre (AL-AMRI *et al.*, 2018; SHROUT; FLEISS, 1979). O nível de significância foi definido como  $p < 0,05$ .

## Resultados

A Figura 3 mostra as médias das tentativas de cada sujeito (linhas finas) e a média dos 20 sujeitos (linha grossa), mostrando que os eventos estudados podem ser visualizados e caracterizados em ambos os instrumentos de registro.

Figura 3 - Acelerações do COM de cada sujeito e a resultante de todos na primeira sessão.

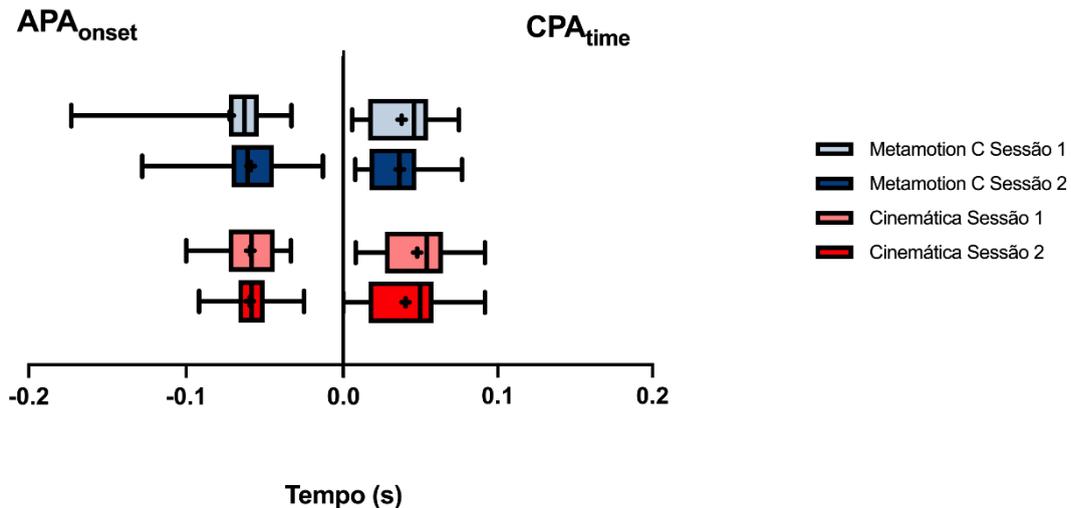


Legenda: Acelerações do COM de cada sujeito e a resultante de todos na primeira sessão. Onde na cor vermelha está represento os dados da cinematica e no azul do *Metamotion C*. Linha grossa representa a média resultante dos 20 sujeitos.

Fonte: figura desenvolvida pela autora.

A média de cada variável é mostrada na Figura 4. Os boxplots apresentam a mediana, média, primeiro e terceiro quartis e os valores mínimo e máximo da variável antecipatória e da compensatória, em ambas as sessões, sem diferenças entre as comparações dos equipamentos e sessões (Figura 4).

Figura 4 - Análise descritiva das médias e desvio padrão das variáveis antecipatórias, medidas pela cinemática e *Metamotion C*.



Legenda: análise descritiva das médias e desvio padrão das variáveis antecipatórias, medidas pela cinemática e *Metamotion C*. Dados expressos pela linha central = mediana; caixa = percentis 25 e 75; barras = valores mínimo e máximo (valores médios dentro da caixa marcada como X).

Fonte: figura desenvolvida pela autora.

## Validação

A correlação linear de todas as variáveis foi significativa evidenciando uma correlação de moderada a grande com  $r \geq 0,5$  entre os dispositivos. Todas as correlações foram estatisticamente significativas. Os gráficos de Bland Altman demonstraram comportamentos semelhantes entre as variáveis com valores próximos à média, disposição homogênea e dispersão reduzida dentro dos limites de concordância.

Figura 5 - Gráficos de correlação linear e gráficos de correlação de Bland-Altman mostrando a correlação entre os instrumentos de avaliação.

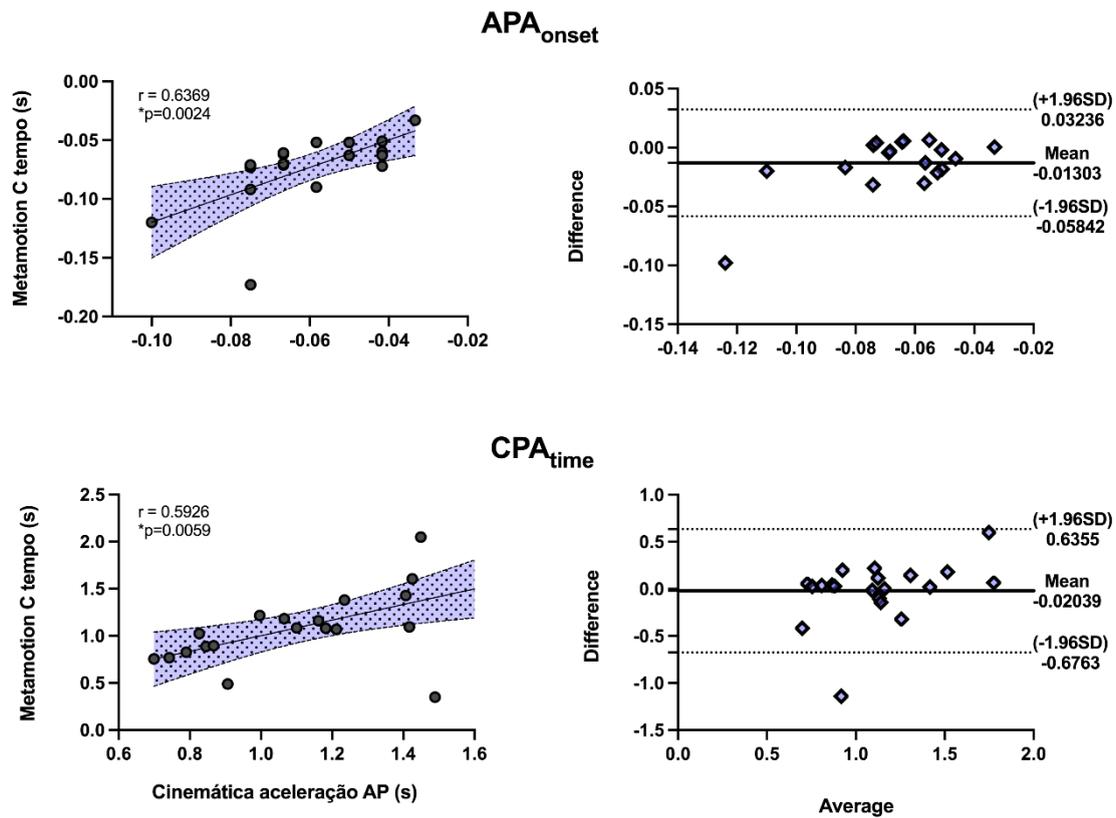


Figura 5. Gráficos de correlação linear e gráficos de correlação de Bland-Altman mostrando a correlação entre os instrumentos de avaliação. Onde  $r \geq$  aquele 0,5 representa uma correlação moderada e o asterisco (\*) representa os valores que obtiveram significância estatística ( $p \leq 0,05$ ).

Fonte: figura desenvolvida pela autora.

## Confiabilidade

Foi observada excelente confiabilidade entre as sessões, nas medidas obtidas pela cinemática e na variável compensatória, CPA<sub>time</sub>, registrada pelo *Metamotion C* (ICCs acima de 0,75). A variável APA<sub>onset</sub> apresentou ICC razoável a alto na comparação entre sessões realizada com o acelerômetro comercial

Tabela 1. Resultados do coeficiente de correlação intraclassa (ICC) intra-sessão de todas as variáveis analisadas e dos dois instrumentos utilizados. Onde o asterisco (\*) representa os valores que obtiveram significância estatística ( $p \leq 0,05$ ).

Variable	ICC	Lower Limit	Upper Limit	F	df1	Df2	p-value
----------	-----	-------------	-------------	---	-----	-----	---------

<u>APA<sub>onset</sub></u>							
Cinemática	0.745	0.344	0.900	3.788	19	19.02	0.002*
Metamotion	0.615	0.065	0.845	2.855	19	16.90	0.017*
C							
<u>CPA<sub>time</sub></u>							
Cinemática	0.805	0.514	0.922	5.547	19	18.14	0.000*
Metamotion	0.768	0.406	0.908	4.166	19	19.15	0.001*
C							

Fonte: tabela desenvolvida pela autora.

## Discussão

O objetivo deste estudo foi testar a validade e a confiabilidade de sinais de deslocamento do centro de massa registrados por um acelerômetro comercial (*Metamotion C*) e comparados com sinais obtidos por um sistema padrão-ouro. A hipótese baseou-se que os dados extraídos do *Metamotion C* possam avaliar os APAs e CPAs com validação em relação ao método ouro e medir a confiabilidade entre sessões. A hipótese foi suportada, pois os resultados de correlação linear encontrados apresentaram  $r \geq 0,5$  evidenciando uma grande correlação entre os dispositivos. Assim como, índices de correlação intraclasse variando de razoável a excelente.

Neste estudo, o paradigma do pêndulo foi empregado com o objetivo desencadear APAs nos participantes, diante da percepção antecipada da perturbação a ser sofrida, com o impacto da carga. Essa tarefa experimental foi escolhida no intuito de reproduzir gestos esportivos (i.e. como receber uma bola durante uma partida) ou situações em que APAs podem ser requeridos na prevenção de lesões (i.e. diante de um impacto com outro esportista, ou na perda de equilíbrio). A prática de esportes em geral, envolve situações repentinas de mudanças de direção, velocidade, angulação e uso dupla tarefa, que é fisiologicamente desafiador e exige o controle eficiente das oscilações do COM, com constante reorganização e adaptação postural (BLOOMFIELD; POLMAN; O'DONOGHUE, 2007).

No presente estudo o sensor *Metamotion C* mostrou ser capaz de mensurar as acelerações antecipadas do COM, de forma comparável ao sistema de câmeras. Isso traz uma perspectiva positiva para sua utilização no esporte, uma vez que ele é portátil, de baixo custo e independe de instalações de um laboratório. A dificuldade em estudar APAs no ambiente do esporte é um dos motivos que torna a literatura escassa sobre o assunto. Wang *et al* (2018),

por exemplo, conseguiram sincronizar sensores de eletromiografia sem fio, com registros de cinemática durante uma sessão regular de treinamento regular de atletas de Rugby. Nesse estudo foi possível investigar as atividades antecipatórias dos músculos de pescoço em situações reais de impacto, no treino(WANG *et al.*, 2018). Porém estudos como esse possuem custo alto uma vez que demandam a transferência de tecnologia, do laboratório para o ambiente esportivo. Os estudos que investigam APAs no esporte são mais comuns e presentes nos ambientes de laboratório de pesquisa, e embora não importe modalidade, todos evidenciam a necessidade da adaptabilidade e reorganização dos ajustes da postura para manutenção do equilíbrio, menor risco de lesões e melhor desempenho (HAVENS; SIGWARD, 2015; NARDELLO; BERTUCCO; CESARI, 2021)

Dessa forma, uma vez que avaliar APAs no esporte necessita de uma avaliação o mais ecológica possível, o emprego de novas tecnologias está em evidência, como o uso de sensores vestíveis. O *Metamotion C* é um exemplo desse tipo de sensor, comercialmente disponível, contudo, como trata-se de uma nova tecnologia há necessidade de validar sua utilização e o presente estudo contribui com a literatura trazendo esses dados. A utilização do *Metamotion C* como uma alternativa fidedigna em comparação ao equipamento padrão ouro foi fundamentada com os resultados que encontramos nos quais os valores de correlação foram  $r \geq$  que 0,5 evidenciando uma correlação de moderada a grande e confiabilidade intraclassa na fase antecipatória com ICC razoável a alto e na fase compensatória ICC excelente.

Algumas limitações do presente estudo incluem o fato da restrição ao grupo experimental ser apenas composto de jovens saudáveis e a utilização de apenas um modelo de acelerômetro comercial. Estudos futuros serão necessários para ampliar a utilização deste recurso em diferentes grupos, ambientes e afecções.

Concluindo, os resultados mostraram que os dados registrados pelo *Metamotion C* foram comparáveis aos da cinemática, mostrando-se, portanto, como uma ferramenta possível de ser utilizada em ambientes extra laboratoriais para avaliação de APAs e CPAs. Entretanto, a validação restringe-se ao grupo avaliado neste estudo, por isso sugere-se que mais avaliações sejam realizadas para consolidação do uso deste sensor vestível. O uso do *Metamotion C* sendo um instrumento mais ecológico e comercialmente disponível possibilita que avaliações de controle postural sejam realizadas de forma mais acessível, portátil e com baixo custo, permitindo que progressões de tratamentos e doenças sejam monitorados com mais precisão.

## Referências

- ABBOTT, John C.; WAGLE, John P.; SATO, Kimitake; PAINTER, Keith; LIGHT, Thaddeus J.; STONE, Michael H. Validation of Inertial Sensor to Measure Barbell Kinematics across a Spectrum of Loading Conditions. **Sports**, vol. 8, no. 7, p. 93, 2020. <https://doi.org/10.3390/sports8070093>.
- AIMOLA, Ettore; SANTELLO, Marco; LA GRUA, Giovanni; CASABONA, Antonino. Anticipatory postural adjustments in reach-to-grasp: Effect of object mass predictability. **Neuroscience Letters**, vol. 502, no. 2, p. 84–88, 2011. DOI 10.1016/j.neulet.2011.07.027. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neulet.2011.07.027>.
- AL-AMRI, Mohammad; NICHOLAS, Kevin; BUTTON, Kate; SPARKES, Valerie; SHEERAN, Liba; DAVIES, Jennifer L. Inertial measurement units for clinical movement analysis: Reliability and concurrent validity. **Sensors (Switzerland)**, vol. 18, no. 3, p. 1–29, 2018. <https://doi.org/10.3390/s18030719>.
- AROGANAM, Gobinath; MANIVANNAN, Nadarajah; HARRISON, David. Consumer Sport Applications. **Sensors**, vol. 19, p. 1–26, 2019. .
- AUVINET, Bernard; BERRUT, Gilles; TOUZARD, Claude; MOUDEL, Laurent; COLLET, Nadine; CHALEIL, Denis; BARREY, Eric. Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. **Gait and Posture**, vol. 16, no. 2, p. 124–134, 2002. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00203-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00203-X).
- BARDY, Benoît G.; OULLIER, Olivier; LAGARDE, Julien; STOFFREGEN, Thomas A. On perturbation and pattern coexistence in postural coordination dynamics. **Journal of Motor Behavior**, vol. 39, no. 4, p. 326–336, 2007. <https://doi.org/10.3200/JMBR.39.4.326-336>.
- BERG, K. O.; WOOD-DAUPHINEE, S. L.; WILLIAMS, J. I.; MAKI, B. Measuring balance in the elderly: Validation of an instrument. 83., 1992. **Canadian Journal of Public Health** [...]. [S. l.: s. n.], 1992. vol. 83, . <https://doi.org/10.1016/j.archger.2009.10.008>.
- BERNARDINA, Gustavo R.D.; MONNET, Tony; CERVERI, Pietro; SILVATTI, Amanda P. Moving system with action sport cameras: 3D kinematics of the walking and running in a large volume. **PLoS ONE**, vol. 14, no. 11, p. 1–13, 2019. DOI 10.1371/journal.pone.0224182. Available at: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0224182>.
- BLENKINSOP, Glen M.; PAIN, Matthew T.G.; HILEY, Michael J. Balance control strategies during perturbed and unperturbed balance in standing and handstand. **Royal Society Open Science**, vol. 4, no. 7, 2017. <https://doi.org/10.1098/rsos.161018>.
- BLEUSE, Séverine; CASSIM, François; BLATT, Jean Louis; LABYT, Etienne; DERAMBURE, Philippe; GUIEU, Jean Daniel; DEFEBVRE, Luc. Effect of age on anticipatory postural adjustments in unilateral arm movement. **Gait and Posture**, vol. 24, no. 2, p. 203–210, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.09.001>.
- BLOOMFIELD, Jonathan; POLMAN, Remco; O'DONOGHUE, Peter. Physical demands of different positions in FA Premier League soccer. **Journal of Sports Science and Medicine**, vol. 6, no. 1, p. 63–70, 2007. .

BÖTZEL, Kai; MARTI, Fernando Martinez; RODRÍGUEZ, Miguel Ángel Carvajal; PLATE, Annika; VICENTE, Alberto Olivares. Gait recording with inertial sensors - How to determine initial and terminal contact. **Journal of Biomechanics**, vol. 49, no. 3, p. 332–337, Feb. 2016. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.12.035>.

BROWN, Harrison J.; SIEGMUND, Gunter P.; GUSKIEWICZ, Kevin M.; VAN DEN DOEL, Kees; CRETU, Edmond; BLOUIN, Jean Sébastien. Development and Validation of an Objective Balance Error Scoring System. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, vol. 46, no. 8, p. 1610–1616, 2014. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000263>.

BUGNARIU, Nicoleta; SVEISTRUP, Heidi. Age-related changes in postural responses to externally- and self-triggered continuous perturbations. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, vol. 42, no. 1, p. 73–89, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2005.05.003>.

CABALLERO, Carla; BARBADO, David; MORENO, Francisco Javier. What COP and kinematic parameters better characterize postural control in standing balance tasks? **Journal of Motor Behavior**, vol. 47, no. 6, p. 550–562, 2015. <https://doi.org/10.1080/00222895.2015.1014545>.

CALLEGARI, B.; SAUNIER, G.; DUARTE, M.B.; DA SILVA ALMEIDA, G.C.; AMORIM, C.F.; MOUREY, F.; POZZO, T.; DA SILVA SOUZA, G. Anticipatory postural adjustments and kinematic arm features when postural stability is manipulated. **PeerJ**, vol. 2018, no. 3, 2018. <https://doi.org/10.7717/peerj.4309>.

CERRITO, Adrien; BICHSEL, Lukas; RADLINGER, Lorenz; SCHMID, Stefan. Reliability and validity of a smartphone-based application for the quantification of the sit-to-stand movement in healthy seniors. **Gait and Posture**, vol. 41, no. 2, p. 409–413, 2015. DOI 10.1016/j.gaitpost.2014.11.001. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.11.001>.

CHANG, Kang Ming; LIU, Shin Hong. Wireless portable electrocardiogram and a tri-axis accelerometer implementation and application on sleep activity monitoring. **Telemedicine and e-Health**, vol. 17, no. 3, p. 177–184, 2011. <https://doi.org/10.1089/tmj.2010.0078>.

CHIKH, Soufien; WATELAIN, Eric; FAUPIN, Arnaud; PINTI, Antonio; JARRAYA, Mohamed; GARNIER, Cyril. Adaptability and prediction of anticipatory muscular activity parameters to different movements in the sitting position. **Perceptual and Motor Skills**, vol. 123, no. 1, p. 190–231, 2016. <https://doi.org/10.1177/0031512516656817>.

CHIU, Ya Lan; TSAI, Yi Ju; LIN, Chueh Ho; HOU, You Ruei; SUNG, Wen Hsu. Evaluation of a smartphone-based assessment system in subjects with chronic ankle instability. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, vol. 139, p. 191–195, 2017. DOI 10.1016/j.cmpb.2016.11.005. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.cmpb.2016.11.005>.

CLAUDINO, Renato; DOS SANTOS, Eloá C.C.; SANTOS, Marcio J. Compensatory but not anticipatory adjustments are altered in older adults during lateral postural perturbations. **Clinical Neurophysiology**, vol. 124, no. 8, p. 1628–1637, 2013. DOI 10.1016/j.clinph.2013.02.111. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2013.02.111>.

CRAM, Jeffrey R. The history of surface electromyography. **Applied Psychophysiology Biofeedback**, vol. 28, no. 2, p. 81–91, 2003. <https://doi.org/10.1023/A:1023802407132>.

DÜKING, Peter; HOTH, Andreas; HOLMBERG, Hans Christer; FUSS, Franz Konstantin; SPERLICH, Billy. Comparison of non-invasive individual monitoring of the training and health of athletes with commercially available wearable technologies. **Frontiers in Physiology**, vol. 7, no. MAR, 2016. <https://doi.org/10.3389/fphys.2016.00071>.

- ERIKSSON CROMMERT, A. E. Martin; THORSTENSSON, Alf. Trunk muscle reactions to sudden unexpected and expected perturbations in the absence of upright postural demand. **Experimental Brain Research**, vol. 196, no. 3, p. 385–392, 2009. <https://doi.org/10.1007/s00221-009-1860-z>.
- FARINA, Dario; NEGRO, Francesco. Accessing the neural drive to muscle and translation to neurorehabilitation technologies. **IEEE Reviews in Biomedical Engineering**, vol. 5, p. 3–14, 2012. <https://doi.org/10.1109/RBME.2012.2183586>.
- GAGE, William H.; WINTER, David A.; FRANK, James S.; ADKIN, Allan L. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. **Gait and Posture**, vol. 19, no. 2, p. 124–132, 2004. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00037-7](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00037-7).
- GAGO, Miguel F.; FERNANDES, Vitor; FERREIRA, Jaime; SILVA, Hélder; RODRIGUES, Maria L.; ROCHA, Luís; BICHO, Estela; SOUSA, Nuno. The effect of levodopa on postural stability evaluated by wearable inertial measurement units for idiopathic and vascular Parkinson's disease. **Gait and Posture**, vol. 41, no. 2, p. 459–464, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.11.008>.
- GHISLIERI, Marco; GASTALDI, Laura; PASTORELLI, Stefano; TADANO, Shigeru; AGOSTINI, Valentina. Wearable inertial sensors to assess standing balance: a systematic review. **Sensors (Switzerland)**, vol. 19, no. 19, p. 1–25, 2019. <https://doi.org/10.3390/s19194075>.
- GREENE, Barry R.; MCGRATH, Denise; WALSH, Lorcan; DOHENY, Emer P.; MCKEOWN, David; GARATTINI, Chiara; CUNNINGHAM, Clodagh; CROSBY, Lisa; CAULFIELD, Brian; KENNY, Rose A. Quantitative falls risk estimation through multi-sensor assessment of standing balance. **Physiological Measurement**, vol. 33, no. 12, p. 2049–2063, 2012. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/12/2049>.
- GREVE, Júlia Maria D. Andréa; CUĞ, Mutlu; DÜLGEROĞLU, Deniz; BRECH, Guilherme Carlos; ALONSO, Angelica Castilho. Relationship between anthropometric factors, gender, and balance under unstable conditions in young adults. **BioMed Research International**, vol. 2013, 2013. <https://doi.org/10.1155/2013/850424>.
- GUO, Liangjie; XIONG, Shuping. Accuracy of base of support using an inertial sensor based motion capture system. **Sensors (Switzerland)**, vol. 17, no. 9, 2017. <https://doi.org/10.3390/s17092091>.
- HASEGAWA, Naoya; SHAH, Vrutangkumar V.; CARLSON-KUHITA, Patricia; NUTT, John G.; HORAK, Fay B.; MANCINI, Martina. How to select balance measures sensitive to parkinson's disease from body-worn inertial sensors—separating the trees from the forest. **Sensors (Switzerland)**, vol. 19, no. 15, 2019. <https://doi.org/10.3390/s19153320>.
- HAVENS, Kathryn L.; SIGWARD, Susan M. Whole body mechanics differ among running and cutting maneuvers in skilled athletes. **Gait and Posture**, vol. 42, no. 3, p. 240–245, 2015. DOI 10.1016/j.gaitpost.2014.07.022. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.07.022>.
- HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. **Journal of Neurophysiology**, vol. 55, no. 6, p. 1369–1381, 1986. <https://doi.org/10.1152/jn.1986.55.6.1369>.
- HORAK, Fay B. Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing**, vol. 35, no. SUPPL.2, p. 7–11, 2006.

<https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>.

HORAK, Fay B.; HENRY, Sharon M.; SHUMWAY-COOK, Anne. Postural perturbations: New insights for treatment of balance disorders. **Physical Therapy**, vol. 77, no. 5, p. 517–533, 1997. <https://doi.org/10.1093/ptj/77.5.517>.

HOU, You Ruei; CHIU, Ya Lan; CHIANG, Shang Lin; CHEN, Hui Ya; SUNG, Wen Hsu. Development of a smartphone-based balance assessment system for subjects with stroke. **Sensors (Switzerland)**, vol. 20, no. 1, p. 1–9, 2020. <https://doi.org/10.3390/s20010088>.

HUANG, Min Hui; BROWN, Susan H. Age differences in the control of postural stability during reaching tasks. **Gait and Posture**, vol. 38, no. 4, p. 837–842, 2013. DOI 10.1016/j.gaitpost.2013.04.004. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.04.004>.

IOSA, Marco; PICERNO, Pietro; PAOLUCCI, Stefano; MORONE, Giovanni. Wearable inertial sensors for human movement analysis. **Expert Review of Medical Devices**, vol. 13, no. 7, p. 641–659, 2016. <https://doi.org/10.1080/17434440.2016.1198694>.

IVANENKO, Yury; GURFINKEL, Victor S. Human postural control. **Frontiers in Neuroscience**, vol. 12, no. MAR, p. 1–9, 2018. <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.00171>.

KAEWMANEE, Tippawan; LIANG, Huaqing; ARUIN, Alexander S. Effect of predictability of the magnitude of a perturbation on anticipatory and compensatory postural adjustments. **Experimental Brain Research**, vol. 238, no. 10, p. 2207–2219, 2020. DOI 10.1007/s00221-020-05883-y. Available at: <https://doi.org/10.1007/s00221-020-05883-y>.

KANEKAR, Neeta; ARUIN, Alexander S. The effect of aging on anticipatory postural control. **Experimental Brain Research**, 2014. <https://doi.org/10.1007/s00221-014-3822-3>.

KEKLICEK, Hilal; KIRDI, Elif; YALCIN, Ali; YUCE, Deniz; TOPUZ, Semra. Learning effect of dynamic postural stability evaluation system. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, vol. 32, no. 1, p. 7–14, 2019. <https://doi.org/10.3233/BMR-181172>.

KONG Y. CHEN, KATHLEEN F. JANZ, Weimo Zhu and Robert J. Brychta. RE-DEFINING THE ROLES OF SENSORS IN OBJECTIVE PHYSICAL ACTIVITY MONITORING. **Med Sci Sports Exerc.**, vol. 23, no. 1, p. 1–7, 2012. DOI :10.1249/MSS.0b013e3182399bc8. Available at: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3624763/pdf/nihms412728.pdf>.

KRISHNAMOORTHY, Vijaya; LATASH, Mark L.; SCHOLZ, John P.; ZATSIORSKY, Vladimir M. Erratum: Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons (Experimental Brain Research (2003) 152 (281-292)). **Experimental Brain Research**, vol. 155, no. 1, p. 134, 2004. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1779-8>.

KRISHNAN, Vennila; LATASH, Mark L.; ARUIN, Alexander S. Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. **Clinical Neurophysiology**, vol. 123, no. 5, p. 1016–1026, 2012. DOI 10.1016/j.clinph.2011.09.014. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2011.09.014>.

KUMAR, Aswath; ESPINOSA, Hugo G.; WORSEY, Matthew; THIEL, David V. Spin Rate Measurements in Cricket Bowling Using Magnetometers. **Proceedings**, vol. 49, no. 1, p. 11, 2020. <https://doi.org/10.3390/proceedings2020049011>.

KUZNETSOV, Nikita A.; ROBINS, Rebecca K.; LONG, Benjamin; JAKIELA, Jason T.; HARAN, F. Jay; ROSS, Scott E.; WRIGHT, W. Geoffrey; RHEA, Christopher K. Validity and reliability of smartphone orientation measurement to quantify dynamic balance function. **Physiological Measurement**, vol. 39, no. 2, 2018. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/aaa3c2>.

LACQUANITI, F.; MAIOLI, C. Independent control of limb position and contact forces in cat posture. **Journal of Neurophysiology**, vol. 72, no. 4, p. 1476–1495, 1994. <https://doi.org/10.1152/jn.1994.72.4.1476>.

LAFOND, D.; DUARTE, M.; PRINCE, F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. **Journal of Biomechanics**, vol. 37, no. 9, p. 1421–1426, 2004. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00251-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00251-3).

LEBEL, Karina; BOISSY, Patrick; HAMEL, Mathieu; DUVAL, Christian. Inertial measures of motion for clinical biomechanics: Comparative assessment of accuracy under controlled conditions - Changes in accuracy over time. **PLoS ONE**, vol. 10, no. 3, p. 1–12, 2015. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0118361>.

LELY, Luengas; SC, M. Modelo de Bipedestación Erguida Normal y Patológica. **Ingenio Magno**, vol. 5, no. 1, p. 9–17, 2015. .

LORAM, Ian D.; LAKIE, Martin. Human balancing of an inverted pendulum: Position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. **Journal of Physiology**, vol. 540, no. 3, p. 1111–1124, 2002. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2001.013077>.

MANCINI, MARTINA AND HORAK, Fay. The relevance of clinical balance assessment tool to differentiate balance deficits. **European Journal of physical and rehabilitation medicine**, vol. 46, p. 239–248, 2010. .

MASSION, Jean. MOVEMENT , POSTURE AND EQUILIBRIUM : INTERACTION AND COORDINATION Control of Feedforward gain and gate control Perturbation. **Progress in Neurobiology**, 1992. .

MASSION, Jean. Postural control system. **Elseiver**, vol. 4, no. 6, p. 877–887, 1994. .

MAYAGOITIA, Ruth E; LO, Joost C; VELTINK, Peter H; HERMENS, Hermie. Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. vol. 16, p. 55–59, 2002. .

METTLER, Abby; CHINN, Lisa; SALIBA, Susan A.; MCKEON, Patrick O.; HERTEL, Jay. Balance training and center-of-pressure location in participants with chronic ankle instability. **Journal of Athletic Training**, vol. 50, no. 4, p. 343–349, 2015. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.94>.

MEYER, G.; AYALON, M. Biomechanical aspects of dynamic stability. **European Review of Aging and Physical Activity**, vol. 3, no. 1, p. 29–33, 2006. <https://doi.org/10.1007/s11556-006-0006-6>.

MONTESINOS, Luis; CASTALDO, Rossana; PECCHIA, Leandro. Wearable inertial sensors for fall risk assessment and prediction in older adults: A systematic review and meta-analysis. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, vol. 26, no. 3, p. 573–582, Mar. 2018. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2017.2771383>.

MOUSAVI, Seyed Hamed; HIJMANS, Juha M.; MOEINI, Forough; RAJABI, Reza; FERBER, Reed; VAN DER WERP, Henk; ZWERVER, Johannes. Validity and reliability of a smartphone motion analysis app for lower limb kinematics during treadmill running. **Physical Therapy in Sport**, vol. 43, p. 27–35, 2020. DOI 10.1016/j.ptsp.2020.02.003. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.02.003>.

NARDELLO, Francesca; BERTUCCO, Matteo; CESARI, Paola. Anticipatory and pre-planned actions: A comparison between young soccer players and swimmers. **PLoS ONE**, vol. 16, no. 4 April, p. 1–12, 2021. DOI 10.1371/journal.pone.0249635. Available at:

<http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0249635>.

NASHNER, Lewis M. The organisation of human postural movements A formal basis and experimental synthesis..pdf. no. 1985, p. 135–172, 1985. .

NAZARAHARI, Milad; ROUHANI, Hossein. Detection of daily postures and walking modalities using a single chest-mounted tri-axial accelerometer. **Medical Engineering and Physics**, vol. 57, p. 75–81, 2018. DOI 10.1016/j.medengphy.2018.04.008. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2018.04.008>.

OLAFSDOTTIR, Halla; YOSHIDA, Naoki; ZATSIORSKY, Vladimir M.; LATASH, Mark L. Elderly show decreased adjustments of motor synergies in preparation to action. **Clinical Biomechanics**, vol. 22, no. 1, p. 44–51, 2007. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.08.005>.

OZINGA, Sarah J.; ALBERTS, Jay L. Quantification of postural stability in older adults using mobile technology. **Experimental Brain Research**, vol. 232, no. 12, p. 3861–3872, 2014. <https://doi.org/10.1007/s00221-014-4069-8>.

PARK, Sukyung; HORAK, Fay B.; KUO, Arthur D. Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. **Experimental Brain Research**, vol. 154, no. 4, p. 417–427, 2004. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1674-3>.

PEREZ-CRUZADO, David; GONZÁLEZ-SÁNCHEZ, Manuel; CUESTA-VARGAS, Antonio Ignacio. Parameterization and reliability of single-leg balance test assessed with inertial sensors in stroke survivors: A cross-sectional study. **BioMedical Engineering Online**, vol. 13, no. 1, p. 1–12, 2014. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-127>.

RIGOBERTO, Martinez M.; TOSHIYO, Tamura; MASAKI, Sekine. Smart phone as a tool for measuring anticipatory postural adjustments in healthy subjects, a step toward more personalized healthcare. **2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC'10**, , p. 82–85, 2010. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5626162>.

ROCCHI, Laura; PALMERINI, Luca; WEISS, Aner; HERMAN, Talia; HAUSDORFF, Jeffrey M. Balance testing with inertial sensors in patients with parkinson's disease: Assessment of motor subtypes. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, vol. 22, no. 5, p. 1064–1071, 2014. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2013.2292496>.

ROEING, Kathleen L.; HSIEH, Katherine L.; SOSNOFF, Jacob J. A systematic review of balance and fall risk assessments with mobile phone technology. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, vol. 73, p. 222–226, 2017. DOI 10.1016/j.archger.2017.08.002. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.archger.2017.08.002>.

S. BOUISSET AND M. ZATTARA. Biomechanical Study of the Programming of APAs Associated with Voluntary Movement.pdf. vol. 20, no. 8, p. 735–742, 1987. .

SAMIULLAH, Christopher; DEVLIN, Sam; SUESS, Urs. Classifying Martial Arts Motion from a Single Wearable Sensor. 2020. Available at: [http://christophergs.github.io/samiullah\\_devlin\\_suess\\_iaai\\_submission.pdf](http://christophergs.github.io/samiullah_devlin_suess_iaai_submission.pdf).

SANTOS, Marcio J.; ARUIN, Alexander S. Effects of lateral perturbations and changing stance conditions on anticipatory postural adjustment. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, vol. 19, no. 3, p. 532–541, 2009. DOI 10.1016/j.jelekin.2007.12.002. Available

at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.12.002>.

SANTOS, Marcio J.; ARUIN, Alexander S. Role of lateral muscles and body orientation in feedforward postural control. **Experimental Brain Research**, vol. 184, no. 4, p. 547–559, 2008. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-1123-9>.

SANTOS, Marcio J.; KANEKAR, Neeta; ARUIN, Alexander S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, vol. 20, no. 3, p. 388–397, 2010a. DOI 10.1016/j.jelekin.2009.06.006. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.06.006>.

SANTOS, Marcio J.; KANEKAR, Neeta; ARUIN, Alexander S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, vol. 20, no. 3, p. 398–405, 2010b. DOI 10.1016/j.jelekin.2010.01.002. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.01.002>.

SAUNDERS, Nathan W.; KOUTAKIS, Panagiotis; KLOOS, Anne D.; KEGELMEYER, Deborah A.; DICKE, Jessica D.; DEVOR, Steven T. Reliability and validity of a wireless accelerometer for the assessment of postural sway. **Journal of Applied Biomechanics**, vol. 31, no. 3, p. 159–163, Jun. 2015. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0232>.

SESHADRI, Dhruv R.; LI, Ryan T.; VOOS, James E.; ROWBOTTOM, James R.; ALFES, Celeste M.; ZORMAN, Christian A.; DRUMMOND, Colin K. Wearable sensors for monitoring the physiological and biochemical profile of the athlete. **npj Digital Medicine**, vol. 2, no. 1, 2019. DOI 10.1038/s41746-019-0150-9. Available at: <http://dx.doi.org/10.1038/s41746-019-0150-9>.

SHERRINGTON, C. S. Physiological Laboratory, University. **Journal of Physiology**, vol. 40, no. i, p. 28–121, 1910. .

SHIOZAWA, Shinichiro; HIRATA, Rogerio Pessoto; GRAVEN-NIELSEN, Thomas. Center of pressure displacement of standing posture during rapid movements is reorganised due to experimental lower extremity muscle pain. **PLoS ONE**, vol. 10, no. 12, p. 1–15, 2015. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0144933>.

SHROUT, Patrick E.; FLEISS, Joseph L. Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. **Psychological Bulletin**, vol. 86, no. 2, p. 420–428, 1979. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.86.2.420>.

SUN, Ruopeng; MOON, Yaejin; MCGINNIS, Ryan S.; SEAGERS, Kirsten; MOTL, Robert W.; SHETH, Nirav; WRIGHT, John A.; GHAFFARI, Roozbeh; PATEL, Shyamal; SOSNOFF, Jacob J. Assessment of Postural Sway in Individuals with Multiple Sclerosis Using a Novel Wearable Inertial Sensor. **Digital Biomarkers**, vol. 2, no. 1, p. 1–10, Jan. 2018. <https://doi.org/10.1159/000485958>.

VALLDEPERES, Ariadna; ALTUNA, Xabier; MARTINEZ-BASTERRA, Zuriñe; ROSSI-IZQUIERDO, Marcos; BENITEZ-ROSARIO, Jesus; PEREZ-FERNANDEZ, Nicolas; REY-MARTINEZ, Jorge. Wireless inertial measurement unit (IMU)-based posturography. **European Archives of Oto-Rhino-Laryngology**, vol. 276, no. 11, p. 3057–3065, 2019. DOI 10.1007/s00405-019-05607-1. Available at: <https://doi.org/10.1007/s00405-019-05607-1>.

VAN HEES, Vincent T.; RENSTRÖM, Frida; WRIGHT, Antony; GRADMARK, Anna; CATT, Michael; CHEN, Kong Y.; LÖF, Marie; BLUCK, Les; POMEROY, Jeremy; WAREHAM, Nicholas J.; EKELUND, Ulf; BRAGE, Søren; FRANKS, Paul W. Estimation of

daily energy expenditure in pregnant and Non-Pregnant women using a Wrist-Worn Tri-Axial accelerometer. **PLoS ONE**, vol. 6, no. 7, 2011. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0022922>.

VENNILA KRISHNAN, ALEXANDER S. ARUIN, and Mark L. Latash. Two Stages and Three Components of the Postural. vol. 212, no. 1, p. 47–63, 2011. <https://doi.org/10.1007/s00221-011-2694-z>.

WANG, Danping; MAHE, Gael; FANG, Junying; PISCIONE, Julien; COUVET, Serge; RETIERE, Didier; LAPORTE, Sébastien; VIDAL, Pierre Paul. Inconsistent anticipatory postural adjustments (APAs) in rugby players: A source of injuries? **BMJ Open Sport and Exercise Medicine**, vol. 4, no. 1, 2018. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2017-000303>.

WINTER, D A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait and Posture**, vol. 3, p. 193–214, 1995. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9).

WISZOMIRSKA, Ida; KACZMARCZYK, Katarzyna; BŁAZKIEWICZ, Michalina; WIT, Andrzej. The Impact of a Vestibular-Stimulating Exercise Regime on Postural Stability in People with Visual Impairment. **BioMed Research International**, vol. 2015, 2015. <https://doi.org/10.1155/2015/136969>.

WOOLLACOTT, M. H.; MANCHESTER, D. L. Anticipatory postural adjustments in older adults: Are changes in response characteristics due to changes in strategy? **Journals of Gerontology**, vol. 48, no. 2, p. 64–70, 1993. <https://doi.org/10.1093/geronj/48.2.M64>.

XIE, Lin; WANG, Jian. Anticipatory and compensatory postural adjustments in response to loading perturbation of unknown magnitude. **Experimental Brain Research**, vol. 237, no. 1, p. 173–180, 2019. DOI 10.1007/s00221-018-5397-x. Available at: <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-018-5397-x>.

ZHANG, Cheng; YANG, Fan; LI, Gang; ZHAI, Qiang; JIANG, Yi; XUAN, Dong. MV-Sports: A Motion and Vision Sensor Integration-Based Sports Analysis System. **Proceedings - IEEE INFOCOM**, vol. 2018-April, no. M, p. 1070–1078, 2018. <https://doi.org/10.1109/INFOCOM.2018.8485910>.

ZHANG, Zhi; GAO, Ying; WANG, Jian. Effects of vision and cognitive load on anticipatory and compensatory postural control. **Human Movement Science**, vol. 64, no. 148, p. 398–408, 2019. DOI 10.1016/j.humov.2019.02.011. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.02.011>.

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Considerando o que foi investigado e todos os resultados encontrados e discutidos com a literatura científica acreditamos que tanto o aplicativo desenvolvido *Momentum* quanto o acelerômetro comercial *Metamotion C* quando comparados ao equipamento padrão ouro (cinemática) na avaliação de ajustes posturais antecipatórios e compensatórios apresentaram validade e confiabilidade consistentes para utilização no grupo experimental estudado. A utilização destes novos recursos permite a avaliação e análise em ambientes distintos a laboratórios de pesquisa, como clínicas, ambientes esportivos, domiciliares, dentre outros. Acreditamos que os experimentos devam ser replicados com um número maior de sujeitos e com grupos de diferentes idades e patologias para permitir maior validação das ferramentas.

## REFERÊNCIAS

ABBOTT, John C.; WAGLE, John P.; SATO, Kimitake; PAINTER, Keith; LIGHT, Thaddeus J.; STONE, Michael H. Validation of Inertial Sensor to Measure Barbell Kinematics across a Spectrum of Loading Conditions. **Sports**, vol. 8, no. 7, p. 93, 2020. <https://doi.org/10.3390/sports8070093>.

AIMOLA, Ettore; SANTELLO, Marco; LA GRUA, Giovanni; CASABONA, Antonino. Anticipatory postural adjustments in reach-to-grasp: Effect of object mass predictability. **Neuroscience Letters**, vol. 502, no. 2, p. 84–88, 2011. DOI 10.1016/j.neulet.2011.07.027. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neulet.2011.07.027>.

AL-AMRI, Mohammad; NICHOLAS, Kevin; BUTTON, Kate; SPARKES, Valerie; SHEERAN, Liba; DAVIES, Jennifer L. Inertial measurement units for clinical movement analysis: Reliability and concurrent validity. **Sensors (Switzerland)**, vol. 18, no. 3, p. 1–29, 2018. <https://doi.org/10.3390/s18030719>.

AROGANAM, Gobinath; MANIVANNAN, Nadarajah; HARRISON, David. Consumer Sport Applications. **Sensors**, vol. 19, p. 1–26, 2019. .

AUVINET, Bernard; BERRUT, Gilles; TOUZARD, Claude; MOUDEL, Laurent; COLLET, Nadine; CHALEIL, Denis; BARREY, Eric. Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. **Gait and Posture**, vol. 16, no. 2, p. 124–134, 2002. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00203-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00203-X).

BARDY, Benoît G.; OULLIER, Olivier; LAGARDE, Julien; STOFFREGEN, Thomas A. On perturbation and pattern coexistence in postural coordination dynamics. **Journal of Motor Behavior**, vol. 39, no. 4, p. 326–336, 2007. <https://doi.org/10.3200/JMBR.39.4.326-336>.

BERG, K. O.; WOOD-DAUPHINEE, S. L.; WILLIAMS, J. I.; MAKI, B. Measuring balance in the elderly: Validation of an instrument. 83., 1992. **Canadian Journal of Public Health** [...]. [*S. l.: s. n.*], 1992. vol. 83, . <https://doi.org/10.1016/j.archger.2009.10.008>.

BERNARDINA, Gustavo R.D.; MONNET, Tony; CERVERI, Pietro; SILVATTI, Amanda P. Moving system with action sport cameras: 3D kinematics of the walking and running in a large volume. **PLoS ONE**, vol. 14, no. 11, p. 1–13, 2019. DOI 10.1371/journal.pone.0224182. Available at: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0224182>.

BLENKINSOP, Glen M.; PAIN, Matthew T.G.; HILEY, Michael J. Balance control strategies during perturbed and unperturbed balance in standing and handstand. **Royal Society Open Science**, vol. 4, no. 7, 2017. <https://doi.org/10.1098/rsos.161018>.

BLEUSE, Séverine; CASSIM, François; BLATT, Jean Louis; LABYT, Etienne; DERAMBURE, Philippe; GUIEU, Jean Daniel; DEFEBVRE, Luc. Effect of age on anticipatory postural adjustments in unilateral arm movement. **Gait and Posture**, vol. 24, no. 2, p. 203–210, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.09.001>.

BLOOMFIELD, Jonathan; POLMAN, Remco; O'DONOGHUE, Peter. Physical demands of different positions in FA Premier League soccer. **Journal of Sports Science and Medicine**, vol. 6, no. 1, p. 63–70, 2007. .

BÖTZEL, Kai; MARTI, Fernando Martinez; RODRÍGUEZ, Miguel Ángel Carvajal; PLATE, Annika; VICENTE, Alberto Olivares. Gait recording with inertial sensors - How to determine initial and terminal contact. **Journal of Biomechanics**, vol. 49, no. 3, p. 332–337, Feb. 2016. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.12.035>.

BROWN, Harrison J.; SIEGMUND, Gunter P.; GUSKIEWICZ, Kevin M.; VAN DEN DOEL, Kees; CRETU, Edmond; BLOUIN, Jean Sébastien. Development and Validation of an Objective Balance Error Scoring System. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, vol. 46, no. 8, p. 1610–1616, 2014. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000263>.

BUGNARIU, Nicoleta; SVEISTRUP, Heidi. Age-related changes in postural responses to externally- and self-triggered continuous perturbations. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, vol. 42, no. 1, p. 73–89, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2005.05.003>.

CABALLERO, Carla; BARBADO, David; MORENO, Francisco Javier. What COP and kinematic parameters better characterize postural control in standing balance tasks? **Journal of Motor Behavior**, vol. 47, no. 6, p. 550–562, 2015. <https://doi.org/10.1080/00222895.2015.1014545>.

CALLEGARI, B.; SAUNIER, G.; DUARTE, M.B.; DA SILVA ALMEIDA, G.C.; AMORIM, C.F.; MOUREY, F.; POZZO, T.; DA SILVA SOUZA, G. Anticipatory postural adjustments

and kinematic arm features when postural stability is manipulated. **PeerJ**, vol. 2018, no. 3, 2018. <https://doi.org/10.7717/peerj.4309>.

CERRITO, Adrien; BICHSEL, Lukas; RADLINGER, Lorenz; SCHMID, Stefan. Reliability and validity of a smartphone-based application for the quantification of the sit-to-stand movement in healthy seniors. **Gait and Posture**, vol. 41, no. 2, p. 409–413, 2015. DOI 10.1016/j.gaitpost.2014.11.001. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.11.001>.

CHANG, Kang Ming; LIU, Shin Hong. Wireless portable electrocardiogram and a tri-axis accelerometer implementation and application on sleep activity monitoring. **Telemedicine and e-Health**, vol. 17, no. 3, p. 177–184, 2011. <https://doi.org/10.1089/tmj.2010.0078>.

CHIKH, Soufien; WATELAIN, Eric; FAUPIN, Arnaud; PINTI, Antonio; JARRAYA, Mohamed; GARNIER, Cyril. Adaptability and prediction of anticipatory muscular activity parameters to different movements in the sitting position. **Perceptual and Motor Skills**, vol. 123, no. 1, p. 190–231, 2016. <https://doi.org/10.1177/0031512516656817>.

CHIU, Ya Lan; TSAI, Yi Ju; LIN, Chueh Ho; HOU, You Ruei; SUNG, Wen Hsu. Evaluation of a smartphone-based assessment system in subjects with chronic ankle instability. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, vol. 139, p. 191–195, 2017. DOI 10.1016/j.cmpb.2016.11.005. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.cmpb.2016.11.005>.

CLAUDINO, Renato; DOS SANTOS, Eloá C.C.; SANTOS, Marcio J. Compensatory but not anticipatory adjustments are altered in older adults during lateral postural perturbations. **Clinical Neurophysiology**, vol. 124, no. 8, p. 1628–1637, 2013. DOI 10.1016/j.clinph.2013.02.111. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2013.02.111>.

CRAM, Jeffrey R. The history of surface electromyography. **Applied Psychophysiology Biofeedback**, vol. 28, no. 2, p. 81–91, 2003. <https://doi.org/10.1023/A:1023802407132>.

DÜKING, Peter; HOTHO, Andreas; HOLMBERG, Hans Christer; FUSS, Franz Konstantin; SPERLICH, Billy. Comparison of non-invasive individual monitoring of the training and health of athletes with commercially available wearable technologies. **Frontiers in Physiology**, vol. 7, no. MAR, 2016. <https://doi.org/10.3389/fphys.2016.00071>.

ERIKSSON CROMMERT, A. E.Martin; THORSTENSSON, Alf. Trunk muscle reactions to sudden unexpected and expected perturbations in the absence of upright postural demand. **Experimental Brain Research**, vol. 196, no. 3, p. 385–392, 2009. <https://doi.org/10.1007/s00221-009-1860-z>.

FARINA, Dario; NEGRO, Francesco. Accessing the neural drive to muscle and translation to neurorehabilitation technologies. **IEEE Reviews in Biomedical Engineering**, vol. 5, p. 3–14, 2012. <https://doi.org/10.1109/RBME.2012.2183586>.

GAGE, William H.; WINTER, David A.; FRANK, James S.; ADKIN, Allan L. Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. **Gait and Posture**, vol. 19, no. 2, p. 124–132, 2004. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00037-7](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00037-7).

GAGO, Miguel F.; FERNANDES, Vitor; FERREIRA, Jaime; SILVA, Hélder; RODRIGUES, Maria L.; ROCHA, Luís; BICHO, Estela; SOUSA, Nuno. The effect of levodopa on postural stability evaluated by wearable inertial measurement units for idiopathic and vascular Parkinson's disease. **Gait and Posture**, vol. 41, no. 2, p. 459–464, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.11.008>.

GHISLIERI, Marco; GASTALDI, Laura; PASTORELLI, Stefano; TADANO, Shigeru;

AGOSTINI, Valentina. Wearable inertial sensors to assess standing balance: a systematic review. **Sensors (Switzerland)**, vol. 19, no. 19, p. 1–25, 2019. <https://doi.org/10.3390/s19194075>.

GREENE, Barry R.; MCGRATH, Denise; WALSH, Lorcan; DOHENY, Emer P.; MCKEOWN, David; GARATTINI, Chiara; CUNNINGHAM, Clodagh; CROSBY, Lisa; CAULFIELD, Brian; KENNY, Rose A. Quantitative falls risk estimation through multi-sensor assessment of standing balance. **Physiological Measurement**, vol. 33, no. 12, p. 2049–2063, 2012. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/12/2049>.

GREVE, Júlia Maria D.Andréa; CUĞ, Mutlu; DÜLGEROĞLU, Deniz; BRECH, Guilherme Carlos; ALONSO, Angelica Castilho. Relationship between anthropometric factors, gender, and balance under unstable conditions in young adults. **BioMed Research International**, vol. 2013, 2013. <https://doi.org/10.1155/2013/850424>.

GUO, Liangjie; XIONG, Shuping. Accuracy of base of support using an inertial sensor based motion capture system. **Sensors (Switzerland)**, vol. 17, no. 9, 2017. <https://doi.org/10.3390/s17092091>.

HASEGAWA, Naoya; SHAH, Vrutangkumar V.; CARLSON-KUHTA, Patricia; NUTT, John G.; HORAK, Fay B.; MANCINI, Martina. How to select balance measures sensitive to parkinson's disease from body-worn inertial sensors—separating the trees from the forest. **Sensors (Switzerland)**, vol. 19, no. 15, 2019. <https://doi.org/10.3390/s19153320>.

HAVENS, Kathryn L.; SIGWARD, Susan M. Whole body mechanics differ among running and cutting maneuvers in skilled athletes. **Gait and Posture**, vol. 42, no. 3, p. 240–245, 2015. DOI 10.1016/j.gaitpost.2014.07.022. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.07.022>.

HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Central programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. **Journal of Neurophysiology**, vol. 55, no. 6, p. 1369–1381, 1986. <https://doi.org/10.1152/jn.1986.55.6.1369>.

HORAK, Fay B. Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing**, vol. 35, no. SUPPL.2, p. 7–11, 2006. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>.

HORAK, Fay B.; HENRY, Sharon M.; SHUMWAY-COOK, Anne. Postural perturbations: New insights for treatment of balance disorders. **Physical Therapy**, vol. 77, no. 5, p. 517–533, 1997. <https://doi.org/10.1093/ptj/77.5.517>.

HOU, You Ruei; CHIU, Ya Lan; CHIANG, Shang Lin; CHEN, Hui Ya; SUNG, Wen Hsu. Development of a smartphone-based balance assessment system for subjects with stroke. **Sensors (Switzerland)**, vol. 20, no. 1, p. 1–9, 2020. <https://doi.org/10.3390/s20010088>.

HUANG, Min Hui; BROWN, Susan H. Age differences in the control of postural stability during reaching tasks. **Gait and Posture**, vol. 38, no. 4, p. 837–842, 2013. DOI 10.1016/j.gaitpost.2013.04.004. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.04.004>.

IOSA, Marco; PICERNO, Pietro; PAOLUCCI, Stefano; MORONE, Giovanni. Wearable inertial sensors for human movement analysis. **Expert Review of Medical Devices**, vol. 13, no. 7, p. 641–659, 2016. <https://doi.org/10.1080/17434440.2016.1198694>.

IVANENKO, Yury; GURFINKEL, Victor S. Human postural control. **Frontiers in Neuroscience**, vol. 12, no. MAR, p. 1–9, 2018. <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.00171>.

- KAEWMANEE, Tippawan; LIANG, Huaqing; ARUIN, Alexander S. Effect of predictability of the magnitude of a perturbation on anticipatory and compensatory postural adjustments. **Experimental Brain Research**, vol. 238, no. 10, p. 2207–2219, 2020. DOI 10.1007/s00221-020-05883-y. Available at: <https://doi.org/10.1007/s00221-020-05883-y>.
- KANEKAR, Neeta; ARUIN, Alexander S. The effect of aging on anticipatory postural control. **Experimental Brain Research**, 2014. <https://doi.org/10.1007/s00221-014-3822-3>.
- KEKLICEK, Hilal; KIRDI, Elif; YALCIN, Ali; YUCE, Deniz; TOPUZ, Semra. Learning effect of dynamic postural stability evaluation system. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, vol. 32, no. 1, p. 7–14, 2019. <https://doi.org/10.3233/BMR-181172>.
- KONG Y. CHEN, KATHLEEN F. JANZ, Weimo Zhu and Robert J. Brychta. RE-DEFINING THE ROLES OF SENSORS IN OBJECTIVE PHYSICAL ACTIVITY MONITORING. **Med Sci Sports Exerc.**, vol. 23, no. 1, p. 1–7, 2012. DOI :10.1249/MSS.0b013e3182399bc8. Available at: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3624763/pdf/nihms412728.pdf>.
- KRISHNAMOORTHY, Vijaya; LATASH, Mark L.; SCHOLZ, John P.; ZATSIORSKY, Vladimir M. Erratum: Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons (Experimental Brain Research (2003) 152 (281-292)). **Experimental Brain Research**, vol. 155, no. 1, p. 134, 2004. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1779-8>.
- KRISHNAN, Vennila; LATASH, Mark L.; ARUIN, Alexander S. Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. **Clinical Neurophysiology**, vol. 123, no. 5, p. 1016–1026, 2012. DOI 10.1016/j.clinph.2011.09.014. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2011.09.014>.
- KUMAR, Aswath; ESPINOSA, Hugo G.; WORSEY, Matthew; THIEL, David V. Spin Rate Measurements in Cricket Bowling Using Magnetometers. **Proceedings**, vol. 49, no. 1, p. 11, 2020. <https://doi.org/10.3390/proceedings2020049011>.
- KUZNETSOV, Nikita A.; ROBINS, Rebecca K.; LONG, Benjamin; JAKIELA, Jason T.; HARAN, F. Jay; ROSS, Scott E.; WRIGHT, W. Geoffrey; RHEA, Christopher K. Validity and reliability of smartphone orientation measurement to quantify dynamic balance function. **Physiological Measurement**, vol. 39, no. 2, 2018. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/aaa3c2>.
- LACQUANITI, F.; MAIOLI, C. Independent control of limb position and contact forces in cat posture. **Journal of Neurophysiology**, vol. 72, no. 4, p. 1476–1495, 1994. <https://doi.org/10.1152/jn.1994.72.4.1476>.
- LAFOND, D.; DUARTE, M.; PRINCE, F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. **Journal of Biomechanics**, vol. 37, no. 9, p. 1421–1426, 2004. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00251-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00251-3).
- LEBEL, Karina; BOISSY, Patrick; HAMEL, Mathieu; DUVAL, Christian. Inertial measures of motion for clinical biomechanics: Comparative assessment of accuracy under controlled conditions - Changes in accuracy over time. **PLoS ONE**, vol. 10, no. 3, p. 1–12, 2015. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0118361>.
- LELY, Luengas; SC, M. Modelo de Bipedestación Erguida Normal y Patológica. **Ingenio Magno**, vol. 5, no. 1, p. 9–17, 2015. .
- LORAM, Ian D.; LAKIE, Martin. Human balancing of an inverted pendulum: Position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. **Journal of Physiology**, vol. 540, no. 3, p. 1111–1124, 2002. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2001.013077>.

MANCINI, MARTINA AND HORAK, Fay. The relevance of clinical balance assessment tool to differentiate balance deficits. **European Journal of physical and rehabilitation medicine**, vol. 46, p. 239–248, 2010. .

MASSION, Jean. MOVEMENT , POSTURE AND EQUILIBRIUM : INTERACTION AND COORDINATION Control of Feedforward gain and gate control Perturbation. **Progress in Neurobiology**, 1992. .

MASSION, Jean. Postural control system. **Elsevier**, vol. 4, no. 6, p. 877–887, 1994. .

MAYAGOITIA, Ruth E; LO, Joost C; VELTINK, Peter H; HERMENS, Hermie. Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. vol. 16, p. 55–59, 2002. .

METTLER, Abby; CHINN, Lisa; SALIBA, Susan A.; MCKEON, Patrick O.; HERTEL, Jay. Balance training and center-of-pressure location in participants with chronic ankle instability. **Journal of Athletic Training**, vol. 50, no. 4, p. 343–349, 2015. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.94>.

MEYER, G.; AYALON, M. Biomechanical aspects of dynamic stability. **European Review of Aging and Physical Activity**, vol. 3, no. 1, p. 29–33, 2006. <https://doi.org/10.1007/s11556-006-0006-6>.

MONTESINOS, Luis; CASTALDO, Rossana; PECCHIA, Leandro. Wearable inertial sensors for fall risk assessment and prediction in older adults: A systematic review and meta-analysis. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, vol. 26, no. 3, p. 573–582, Mar. 2018. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2017.2771383>.

MOUSAVI, Seyed Hamed; HIJMANS, Juha M.; MOEINI, Forough; RAJABI, Reza; FERBER, Reed; VAN DER WERP, Henk; ZWERVER, Johannes. Validity and reliability of a smartphone motion analysis app for lower limb kinematics during treadmill running. **Physical Therapy in Sport**, vol. 43, p. 27–35, 2020. DOI 10.1016/j.ptsp.2020.02.003. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.02.003>.

NARDELLO, Francesca; BERTUCCO, Matteo; CESARI, Paola. Anticipatory and pre-planned actions: A comparison between young soccer players and swimmers. **PLoS ONE**, vol. 16, no. 4 April, p. 1–12, 2021. DOI 10.1371/journal.pone.0249635. Available at: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0249635>.

NASHNER, Lewis M. The organisation of human postural movements A formal basis and experimental synthesis..pdf. no. 1985, p. 135–172, 1985. .

NAZARAHARI, Milad; ROUHANI, Hossein. Detection of daily postures and walking modalities using a single chest-mounted tri-axial accelerometer. **Medical Engineering and Physics**, vol. 57, p. 75–81, 2018. DOI 10.1016/j.medengphy.2018.04.008. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2018.04.008>.

OLAFSDOTTIR, Halla; YOSHIDA, Naoki; ZATSIORSKY, Vladimir M.; LATASH, Mark L. Elderly show decreased adjustments of motor synergies in preparation to action. **Clinical Biomechanics**, vol. 22, no. 1, p. 44–51, 2007. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.08.005>.

OZINGA, Sarah J.; ALBERTS, Jay L. Quantification of postural stability in older adults using mobile technology. **Experimental Brain Research**, vol. 232, no. 12, p. 3861–3872, 2014. <https://doi.org/10.1007/s00221-014-4069-8>.

PARK, Sukyung; HORAK, Fay B.; KUO, Arthur D. Postural feedback responses scale with

biomechanical constraints in human standing. **Experimental Brain Research**, vol. 154, no. 4, p. 417–427, 2004. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1674-3>.

PEREZ-CRUZADO, David; GONZÁLEZ-SÁNCHEZ, Manuel; CUESTA-VARGAS, Antonio Ignacio. Parameterization and reliability of single-leg balance test assessed with inertial sensors in stroke survivors: A cross-sectional study. **BioMedical Engineering Online**, vol. 13, no. 1, p. 1–12, 2014. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-127>.

RIGOBERTO, Martinez M.; TOSHIYO, Tamura; MASAKI, Sekine. Smart phone as a tool for measuring anticipatory postural adjustments in healthy subjects, a step toward more personalized healthcare. **2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC'10**, , p. 82–85, 2010. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5626162>.

ROCCHI, Laura; PALMERINI, Luca; WEISS, Aner; HERMAN, Talia; HAUSDORFF, Jeffrey M. Balance testing with inertial sensors in patients with parkinson's disease: Assessment of motor subtypes. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, vol. 22, no. 5, p. 1064–1071, 2014. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2013.2292496>.

ROEING, Kathleen L.; HSIEH, Katherine L.; SOSNOFF, Jacob J. A systematic review of balance and fall risk assessments with mobile phone technology. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, vol. 73, p. 222–226, 2017. DOI 10.1016/j.archger.2017.08.002. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.archger.2017.08.002>.

S. BOUISSET AND M. ZATTARA. Biomechanical Study of the Programming of APAs Associated with Voluntary Movement.pdf. vol. 20, no. 8, p. 735–742, 1987. .

SAMIULLAH, Christopher; DEVLIN, Sam; SUESS, Urs. Classifying Martial Arts Motion from a Single Wearable Sensor. 2020. Available at: [http://christophergs.github.io/samiullah\\_devlin\\_suess\\_iaai\\_submission.pdf](http://christophergs.github.io/samiullah_devlin_suess_iaai_submission.pdf).

SANTOS, Marcio J.; ARUIN, Alexander S. Effects of lateral perturbations and changing stance conditions on anticipatory postural adjustment. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, vol. 19, no. 3, p. 532–541, 2009. DOI 10.1016/j.jelekin.2007.12.002. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.12.002>.

SANTOS, Marcio J.; ARUIN, Alexander S. Role of lateral muscles and body orientation in feedforward postural control. **Experimental Brain Research**, vol. 184, no. 4, p. 547–559, 2008. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-1123-9>.

SANTOS, Marcio J.; KANEKAR, Neeta; ARUIN, Alexander S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, vol. 20, no. 3, p. 388–397, 2010a. DOI 10.1016/j.jelekin.2009.06.006. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.06.006>.

SANTOS, Marcio J.; KANEKAR, Neeta; ARUIN, Alexander S. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, vol. 20, no. 3, p. 398–405, 2010b. DOI 10.1016/j.jelekin.2010.01.002. Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.01.002>.

SAUNDERS, Nathan W.; KOUTAKIS, Panagiotis; KLOOS, Anne D.; KEGELMEYER, Deborah A.; DICKE, Jessica D.; DEVOR, Steven T. Reliability and validity of a wireless accelerometer for the assessment of postural sway. **Journal of Applied Biomechanics**, vol. 31, no. 3, p. 159–163, Jun. 2015. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0232>.

SESHADRI, Dhruv R.; LI, Ryan T.; VOOS, James E.; ROWBOTTOM, James R.; ALFES, Celeste M.; ZORMAN, Christian A.; DRUMMOND, Colin K. Wearable sensors for monitoring the physiological and biochemical profile of the athlete. **npj Digital Medicine**, vol. 2, no. 1, 2019. DOI 10.1038/s41746-019-0150-9. Available at: <http://dx.doi.org/10.1038/s41746-019-0150-9>.

SHERRINGTON, C. S. Physiological Laboratory, University. **Journal of Physiology**, vol. 40, no. i, p. 28–121, 1910. .

SHIOZAWA, Shinichiro; HIRATA, Rogerio Pessoto; GRAVEN-NIELSEN, Thomas. Center of pressure displacement of standing posture during rapid movements is reorganised due to experimental lower extremity muscle pain. **PLoS ONE**, vol. 10, no. 12, p. 1–15, 2015. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0144933>.

SHROUT, Patrick E.; FLEISS, Joseph L. Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. **Psychological Bulletin**, vol. 86, no. 2, p. 420–428, 1979. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.86.2.420>.

SUN, Ruopeng; MOON, Yaejin; MCGINNIS, Ryan S.; SEAGERS, Kirsten; MOTL, Robert W.; SHETH, Nirav; WRIGHT, John A.; GHAFFARI, Roozbeh; PATEL, Shyamal; SOSNOFF, Jacob J. Assessment of Postural Sway in Individuals with Multiple Sclerosis Using a Novel Wearable Inertial Sensor. **Digital Biomarkers**, vol. 2, no. 1, p. 1–10, Jan. 2018. <https://doi.org/10.1159/000485958>.

VALLDEPERES, Ariadna; ALTUNA, Xabier; MARTINEZ-BASTERRA, Zuriñe; ROSSI-IZQUIERDO, Marcos; BENITEZ-ROSARIO, Jesus; PEREZ-FERNANDEZ, Nicolas; REY-MARTINEZ, Jorge. Wireless inertial measurement unit (IMU)-based posturography. **European Archives of Oto-Rhino-Laryngology**, vol. 276, no. 11, p. 3057–3065, 2019. DOI 10.1007/s00405-019-05607-1. Available at: <https://doi.org/10.1007/s00405-019-05607-1>.

VAN HEES, Vincent T.; RENSTRÖM, Frida; WRIGHT, Antony; GRADMARK, Anna; CATT, Michael; CHEN, Kong Y.; LÖF, Marie; BLUCK, Les; POMEROY, Jeremy; WAREHAM, Nicholas J.; EKELUND, Ulf; BRAGE, Søren; FRANKS, Paul W. Estimation of daily energy expenditure in pregnant and Non-Pregnant women using a Wrist-Worn Tri-Axial accelerometer. **PLoS ONE**, vol. 6, no. 7, 2011. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0022922>.

VENNILA KRISHNAN, ALEXANDER S. ARUIN, and Mark L. Latash. Two Stages and Three Components of the Postural. vol. 212, no. 1, p. 47–63, 2011. <https://doi.org/10.1007/s00221-011-2694-z>.

WANG, Danping; MAHE, Gael; FANG, Junying; PISCIONE, Julien; COUVET, Serge; RETIERE, Didier; LAPORTE, Sébastien; VIDAL, Pierre Paul. Inconsistent anticipatory postural adjustments (APAs) in rugby players: A source of injuries? **BMJ Open Sport and Exercise Medicine**, vol. 4, no. 1, 2018. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2017-000303>.

WINTER, D A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait and Posture**, vol. 3, p. 193–214, 1995. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9).

WISZOMIRSKA, Ida; KACZMARCZYK, Katarzyna; BŁAZKIEWICZ, Michalina; WIT, Andrzej. The Impact of a Vestibular-Stimulating Exercise Regime on Postural Stability in People with Visual Impairment. **BioMed Research International**, vol. 2015, 2015. <https://doi.org/10.1155/2015/136969>.

WOOLLACOTT, M. H.; MANCHESTER, D. L. Anticipatory postural adjustments in older

adults: Are changes in response characteristics due to changes in strategy? **Journals of Gerontology**, vol. 48, no. 2, p. 64–70, 1993. <https://doi.org/10.1093/geronj/48.2.M64>.

XIE, Lin; WANG, Jian. Anticipatory and compensatory postural adjustments in response to loading perturbation of unknown magnitude. **Experimental Brain Research**, vol. 237, no. 1, p. 173–180, 2019. DOI 10.1007/s00221-018-5397-x. Available at: <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-018-5397-x>.

ZHANG, Cheng; YANG, Fan; LI, Gang; ZHAI, Qiang; JIANG, Yi; XUAN, Dong. MV-Sports: A Motion and Vision Sensor Integration-Based Sports Analysis System. **Proceedings - IEEE INFOCOM**, vol. 2018-April, no. M, p. 1070–1078, 2018. <https://doi.org/10.1109/INFOCOM.2018.8485910>.

ZHANG, Zhi; GAO, Ying; WANG, Jian. Effects of vision and cognitive load on anticipatory and compensatory postural control. **Human Movement Science**, vol. 64, no. 148, p. 398–408, 2019. DOI 10.1016/j.humov.2019.02.011. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.02.011>.

## APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

### Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

#### Dados de identificação do sujeito da pesquisa:

Nome: \_\_\_\_\_

RG: \_\_\_\_\_ Sexo: M( ) F( )

Data de nascimento: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

Bairro: \_\_\_\_\_ Cidade: \_\_\_\_\_

CEP: \_\_\_\_\_ Telefone: \_\_\_\_\_

Declaro que estou ciente dos procedimentos envolvidos na pesquisa **“Validação de aplicativo de dispositivos móveis para avaliação de ajustes posturais antecipatórios”** e que todos os dados e informações por mim concedidos serão totalmente sigilosos, não sendo revelada de forma alguma minha identificação.

Este trabalho tem como objetivo: validar um aplicativo para dispositivo móvel que avalie os ajustes posturais antecipatórios.

Será utilizado um equipamento que aplicará, sobre o tronco, uma força moderada para trás e os resultados serão utilizados para estudar o equilíbrio. Serão utilizados uma plataforma fixa, quatro câmeras, um celular, um marcador reflexivo, um acelerômetro e um pêndulo. Os riscos associados a esta pesquisa são referentes ao impacto do pêndulo sobre o tronco que pode acarretar em desequilíbrio ou hematomas superficiais. Para reduzir os riscos do desequilíbrio um investigador será posicionado próximo a você como medida de segurança. Além disso, a estrutura será acolchoada para evitar lesões.

A qualquer momento poderão ser esclarecidas as dúvidas que surgirem em relação à pesquisa e a não obrigatoriedade da sua participação neste estudo, podendo desistir a qualquer momento sem que isto traga qualquer tipo de prejuízo.

É assegurada a assistência durante toda pesquisa, bem como é garantido o livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências, enfim, tudo o que eu queira saber antes, durante e depois da minha participação.

Tendo sido orientado quanto ao conteúdo de tudo o aqui mencionado e compreendido a natureza e o objetivo do já referido estudo, manifesto meu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico, a receber ou a pagar, por minha participação.

A presente autorização é realizada em caráter gratuito sem qualquer prejuízo para a Universidade.

Em caso de reclamação ou qualquer tipo de denúncia sobre este estudo devo ligar para o Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Pará (CEP-ICS/UFGPA): Complexo de Sala de Aula/ICS - Sala 14 - Campus Universitário, nº 01, Guamá - CEP: 66075-110 – Belém - Pará. Tel: 3201-7735 E-mail: cepccs@ufpa.br

Belém, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20\_\_.

---

*Assinatura do sujeito da pesquisa*

---

*Nome e assinatura do pesquisador responsável*

Dados para contato:

Manuela Brito Duarte – Telefone: 98018-0605, e-mail: manubritd@hotmail.com

Bianca Callegari – Telefone: 98221-0054

Endereço: Av. Generalíssimo Deodoro, 01 – Umarizal, Belém – PA, 66050-160  
Instituto de Ciências da Saúde, Laboratório de Estudos da Motricidade Humana.