



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

VINICIUS BAIA DA SILVA

**AVALIAÇÃO DA POTÊNCIA VERTICAL DE MEMBROS INFERIORES EM  
PESSOAS COM PARKINSON**

**BELÉM/PA**

**2024**

VINICIUS BAIA DA SILVA

**AVALIAÇÃO DA POTÊNCIA VERTICAL DE MEMBROS INFERIORES EM  
PESSOAS COM PARKINSON**

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

Linha: Avaliação e Reabilitação Funcional.

Orientadora: Profa. Dra. Elren Passos-Monteiro.

**BELÉM/PA**

**2024**

VINICIUS BAIA DA SILVA

**AVALIAÇÃO DA POTÊNCIA VERTICAL DE MEMBROS INFERIORES EM  
PESSOAS COM PARKINSON**

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

Linha: Avaliação e Reabilitação Funcional.

Orientadora: Profa. Dra. Elren Passos-Monteiro.

**BANCA EXAMINADORA**

Orientadora: Profa. Dra. Elren Passos-Monteiro

PPGCMH / UFPA

Prof. Dr. Alberito Rodrigo Carvalho

Membro externo: UNIOESTE

Profa. Dr. Anselmo de Athayde Costa e Silva

Membro interno: PPGCMH / UFPA

**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)**

---

B152a BAIA DA SILVA, VINICIUS.  
AVALIAÇÃO DA POTÊNCIA VERTICAL DE MEMBROS  
INFERIORES EM PESSOAS COM PARKINSON / VINICIUS  
BAIA DA SILVA. — 2024.  
103 f. : il.

Orientador(a): Prof<sup>a</sup>. Dra. Elren Passos-monteiro  
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Pará,  
Instituto de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em  
Ciências do Movimento Humano, Belém, 2024.

1. Doença de Parkinson. 2. Desempenho Físico Funcional.  
3. Salto Vertical. 4. Tecnologia para saúde. 5. Reabilitação. I.  
Título.

CDD 616.833

---

## DEDICATÓRIA

Dedico à memória de meu pai,  
Isaú Simão da Silva.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por ter me sustentado durante esse processo.

Aos meus pais Cleodeite Baia da Silva e Isaú Simão da Silva, obrigado por todo apoio e investimento nos meus sonhos.

Aos meus irmãos Matheus Baia, Bianca Maciel e José Leonardo, vocês me motivam a ser melhor a cada dia.

À minha orientadora, Professora Doutora Elren Passos Monteiro, estamos finalizando mais um ciclo, obrigado pelas orientações, paciência e empatia. Essa etapa foi mais curta e turbulenta, cheia de ensinamentos e oportunidades. Muito obrigado, és a nossa referência no âmbito profissional e pessoal.

Aos Professores Doutores Alex Crisp, Eduardo Penna, Lane Viana, Leonardo Peyré-Tartaruga, obrigado por terem se disponibilizado e contribuído com esta pesquisa.

Aos membros da banca, Professores Doutores Bianca Callegari, Alberito Carvalho e Rodrigo Gomes, obrigado pelas contribuições.

Aos Grupos de Pesquisa PENDULUM, PARKINSON, GEPAFSAMAZÔNIA, obrigado por todo apoio logístico, de escrita e análises desta pesquisa.

Aos meus amigos de laboratório Jorge Luan, André Felipe, Hugo Machado, Luma Moraes, obrigado por todo suporte.

Aos meus amigos de mestrado, Ana Carla, Edigar Menezes, Carla Luana, Sabrina Araújo, Lucas Meireles, Jacqueline Lima, Isluanne Susan e Thayara Maize, obrigado por todo apoio, ensinamentos e motivação nos dias difíceis. Vocês foram essenciais para conclusão dessa etapa.

Aos meus amigos, Andreza Dantas, Ana Pauliane, Rosivaldo Alves, Eldimberg Cunha, Alan Alves, Saulo Trindade, Thiago Botelho, Ian Perna e João Pedro, obrigado pelo acolhimento, vocês sabem o quanto esse processo foi difícil e sempre estiveram ao meu lado.

Por fim, agradeço aos participantes dessa pesquisa, membros dos projetos Parkinson Pai D'Égua e Grupo Parkinson, vocês são exemplos de perseverança e determinação, obrigado por terem contribuído com esta pesquisa.

## EPÍGRAFE

*“Mas em todas estas coisas somos  
mais do que vencedores, por aquele  
que nos amou”.*

Romanos 8: 37.

## RESUMO

**Introdução:** A doença de Parkinson (DP) é considerada neurodegenerativa, polissomática e idiopática, que acomete o sistema nervoso central, mais precisamente os neurônios dopaminérgicos dos núcleos da base. As desordens neurais da doença acarretam declínios neuromusculares, como redução nas respostas dos motoneurônios, nos disparos dos potenciais de ação, recrutamento muscular, potência, força e massa muscular. A potência muscular é fundamental na iniciação de movimentos, e o seu declínio implica em fragilidades, riscos de quedas, maior dependência e baixa qualidade de vida. Nesse contexto, é relevante avaliar a potência muscular em pessoas com Parkinson (PcP). No entanto, a utilização de equipamentos de alto custo, de difícil transportabilidade e manuseio apresentam desafios para a realização de avaliações clínicas nessa população. A avaliação da potência vertical dos membros inferiores permite interpretar mecanismos biomecânicos, como força, velocidade e potência. Clinicamente, a análise desses aspectos na doença de Parkinson é essencial para estratégias de reabilitação que enfatizem a manutenção e o aprimoramento desses componentes. A literatura reporta que aplicativos móveis são uma alternativa aos instrumentos específicos (por exemplo, células fotoelétricas, goniômetros). No entanto, é necessário testar a reprodutibilidade e concordância desses instrumentos em populações com declínios motores significativos, como indivíduos com doença de Parkinson (DP). **Objetivo:** Descrever a potência vertical de PcP por meio do desempenho do salto vertical *countermovement jump* (CMJ) e avaliar a concordância nas medições de desempenho dos saltos por diferentes avaliadores (intra-avaliadores) e entre equipamentos (inter-instrumentos): um tapete de contato para saltos verticais e um aplicativo para dispositivos móveis *My Jump 2*<sup>®</sup>. **Métodos:** Participaram 19 PcP acima de 40 anos (15 homens e 4 mulheres), em estadiamento da DP entre 1 a 3 de acordo com a Escala Hohn & Yearh. Os participantes realizaram avaliações clínicas de: rastreio cognitivo, anamnese, e monitoramento da doença. Nas avaliações antropométricas, utilizamos um estadiômetro, balança digital e trena antropométrica. Para a avaliação de desempenho, utilizamos o teste de saltos verticais CMJ, que foram registrados simultaneamente pelo tapete de contato para saltos verticais e pelo aplicativo *My Jump 2*<sup>®</sup> instalado em um *smartphone* IOS versão 17.2, com gravação em 240 Hz e 1080 HD. Os voluntários foram orientados a realizar 3 saltos consecutivos, com intervalo de 120 segundos entre cada salto. Para a análise estatística, foi utilizado o teste de estatística descritiva para caracterização da amostra e posteriormente um ajuste de um modelo misto para avaliar a diferença entre as medições. Em seguida, a técnica de *Bootstrap* com 10.000 reamostragens foi aplicada para calcular os limites de concordância, e foram gerados histogramas para visualizar a distribuição do Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC). Por fim, gráficos de *Bland-Altman* foram criados para visualizar a concordância entre os avaliadores e instrumentos. Todas as análises foram realizadas no *software R*. **Resultados:** Como resultados, os valores de ICC= 0,952 entre avaliadores e ICC= 0,948 entre instrumentos indicam uma correlação muito forte intra-avaliadores e inter-instrumentos. Em ambas as análises os limites do intervalo de confiança foram próximos, com pouca variação nas estimativas e confiabilidade do ICC. Nas análises de *Bland-Altman* houve concordâncias e consistências entre avaliadores e instrumentos, com vieses de 0,36 cm entre avaliadores e -1,3 cm entre instrumentos. **Conclusão:** Os nossos resultados sugerem que o aplicativo *My Jump 2*<sup>®</sup> é uma ferramenta alternativa para a avaliação da potência de membros inferiores, por meio do teste de saltos verticais CMJ em pessoas com Parkinson.

**Palavras-chave:** doença de parkinson; desempenho físico funcional; salto vertical, tecnologia para saúde; reabilitação.

## ABSTRACT

**Introduction:** Parkinson's disease (PD) is considered neurodegenerative, polysomatic, and idiopathic, which affects the central nervous system, more precisely the dopaminergic neurons of the basal ganglia. The neural disorders of the disease cause neuromuscular declines, such as a reduction in motoneuron responses, potential action firing, muscle recruitment, power, strength, and muscle mass. Muscle power is fundamental in initiating movements, and its decline implies frailty, risk of falls, greater dependence, and low quality of life. In this context, it is relevant to evaluate muscle power in people with Parkinson's (PwP). However, using high-cost equipment that is difficult to transport and handle presents challenges for carrying out clinical assessments in this population. The evaluation of the vertical power of the lower limbs allows the interpretation of biomechanical mechanisms, such as strength, speed, and power. Clinically, the analysis of these aspects of Parkinson's disease is essential for rehabilitation strategies that emphasize the maintenance and improvement of these components. The literature reports that mobile applications are an alternative to specific instruments (for example, photoelectric cells, and goniometers). However, it is necessary to test the reproducibility and agreement of these instruments in populations with significant motor declines, such as individuals with Parkinson's disease (PD). **Objective:** To describe the vertical power of PwP through the performance of the vertical countermovement jump (CMJ) and evaluate the agreement in jump performance measurements by different evaluators (intra-evaluators) and between equipment (inter-instruments): a contact mat for vertical jumps and a My Jump 2<sup>®</sup> mobile app. **Methods:** The participants were 19 PwPs over 40 years old (15 men and 4 women), with PD staging between 1 and 3 according to the Hohn & Yearh Scale. The participants underwent clinical assessments: cognitive screening, anamnesis, and disease monitoring. For anthropometric assessments, we used a stadiometer, digital scale, and anthropometric tape measure. To assess performance, we used the CMJ vertical jump test, which was recorded simultaneously using the contact mat for vertical jumps and the My Jump 2<sup>®</sup> app installed on an IOS version 17.2 smartphone, recording at 240 Hz and 1080 HD. The volunteers were instructed to perform 3 consecutive jumps, with an interval of 120 seconds between each jump. For the statistical analysis, descriptive statistics were used to characterize the sample and then a mixed model was adjusted to assess the difference between the measurements. Next, the Bootstrap technique with 10,000 resamples was applied to calculate the limits of agreement, and histograms were generated to visualize the distribution of the Intraclass Correlation Coefficient (ICC). Finally, Bland-Altman plots were created to visualize the agreement between raters and instruments. All the intra-rater and later inter-instrument analyses were carried out using the R software. **Results:** As result, the values of ICC= 0.952 between evaluators and ICC= 0.948 between instruments indicate a very strong intra-evaluator and inter-instrument correlation. In both analyses, the limits of the confidence interval were close, with little variation in the estimates and reliability of the ICC. In the Bland-Altman analyses, there was agreement and consistency between assessors and instruments, with biases of 0.36 cm between assessors and -1.3 cm between instruments. **Conclusion:** Our results suggest that the My Jump 2<sup>®</sup> app is an alternative tool for assessing lower limb power using the CMJ vertical jump test in people with Parkinson's disease.

**Keywords:** parkinson's disease; functional physical performance; vertical jump, health technology; rehabilitation.

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Descrição das siglas hipotéticas utilizadas no cálculo amostral do ICC.....	31
Quadro 2 - Siglas, descrições e unidades de medidas das equações dos parâmetros de salto vertical. ....	36

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Aspectos sociodemográficos dos participantes.....	38
Tabela 2 - Dados clínicos.....	40
Tabela 3 - Dados antropométricos.....	40
Tabela 4 - Desempenho no teste de salto vertical CMJ, análises do tapete de contato e dos avaliadores por meio do aplicativo My Jump 2 <sup>®</sup> .....	41

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Delineamento Experimental da coleta de dados. ....	33
Figura 2 - Fluxograma de identificação, elegibilidade e inclusão do estudo. ....	37
Figura 3 - Avaliações de consistência entre as análises dos avaliadores. ....	42
Figura 4 - Bland-Altman da concordância entre os avaliadores. ....	43
Figura 5 - Avaliações de consistência entre os instrumentos ....	44
Figura 6 - Bland-Altman da concordância entre os instrumentos. ....	45

## LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 - Altura de salto.....	35
Equação 2 - Tempo de voo .....	35
Equação 3 - Potência pico .....	35
Equação 4 - Potência média.....	35
Equação 5 - Força .....	35
Equação 6 - Velocidade .....	35

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIACOES

Aplicativo	App
Centímetros	Cm
Centro de Referência de Assistência Social	CRAS
Certificado de Apresentao de Apreciao tica	CAAE
Conselho Nacional de Saúde	CNS
<i>Countermovement jump</i>	CMJ
Doença de Parkinson	DP
Força	F0
Frames por segundo	Fps
<i>High definition</i>	HD
Hipercintico	HC
Hipótese alternativa	H1
Hipótese nula	H0
Hoehn & Yahr	H&Y
Hartz	Hz
Laboratório Multidisciplinar de Ensino de Análise do Movimento Humano, Exercício e Reabilitao	LABMOVHER
Metros	M
Milissegundo	Ms
<i>Movement Disorder Society - Unified Parkinson's Disease Rating Scale</i>	MDS-UPDRS
Pessoas com Parkinson	PcP
Potência	P0
Potência mecânica-máxima	Pmx
Quilograma	Kg
Rígido Acintico	RA

*Strengthening the Reporting of Observational Studies in  
Epidemiology*

STROBE

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TCLE

Transtorno obsessivo compulsivo

TOC

Unidades Básicas de Saúde

UBS

Universidade Federal do Pará

UFPA

Velocidade

V

Watts

W

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	<b>19</b>
<b>2. PROBLEMA DE PESQUISA</b> .....	<b>21</b>
<b>3. OBJETIVOS</b> .....	<b>21</b>
<b>4. HIPÓTESES</b> .....	<b>22</b>
4.1 Hipótese alternativa (H1) .....	22
4.2 Hipótese nula (H0) .....	22
<b>5. REFERENCIAL TEÓRICO</b> .....	<b>23</b>
5.1 Fisiopatologia da doença de Parkinson .....	23
5.2 Sintomas não motores e motores da doença de Parkinson .....	24
5.3 Subtipos da doença de Parkinson .....	26
5.4 Sistema neuromuscular na doença de Parkinson .....	26
5.5 Avaliação neuromuscular de membros inferiores .....	28
5.6 Tecnologias no âmbito clínico .....	29
<b>6. MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>30</b>
6.1 Delineamento do estudo .....	30
6.2 Participantes .....	30
6.2.1 População .....	30
6.2.2 Recrutamento da amostra .....	30
6.2.3 Critérios de elegibilidade .....	30
6.2.4 Cálculo Amostral .....	31
6.3 Desfechos .....	32
6.3.1 Desfechos primários .....	32
6.3.2 Desfechos secundários .....	32
6.4 Instrumentos de coleta .....	32
6.5 Procedimentos da coleta .....	33
6.6 Processamento dos dados .....	34
6.6.1 Equações: .....	35
6.7 Análise Estatística .....	36
<b>7. RESULTADOS</b> .....	<b>37</b>
<b>8. DISCUSSÃO</b> .....	<b>45</b>
<b>9. CONCLUSÃO</b> .....	<b>49</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>50</b>

<b>ANEXOS .....</b>	<b>64</b>
ANEXO A - Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa.....	64
ANEXO B - Post de divulgação para recrutamento de participantes para a pesquisa .....	68
ANEXO C - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido .....	69
ANEXO D - Análise do cálculo amostral para o número de participantes na pesquisa.....	72
ANEXO E - Análise estatística.....	74

## APRESENTAÇÃO DA DISSERTAÇÃO

A presente dissertação é o resultado da pesquisa do tipo quase-experimental para a conclusão do curso de Mestrado em ciências do movimento humano, na Linha Avaliação e Reabilitação Funcional, do Estudante Vinicius Baia da Silva, sob a orientação da Professora Dr<sup>a</sup> Elren Passos-Monteiro. Os produtos dessa dissertação seguiram as recomendações da resolução que regulamenta trabalhos científicos desenvolvidos na Universidade Federal do Pará (UFPA). Para o desenvolvimento do presente estudo seguiu-se as diretrizes conforme preconiza a resolução 466/12 CNS/MS.

Após a aprovação ética, esta pesquisa foi conduzida e realizada na Universidade Federal do Pará, Campus Castanhal, no Laboratório Multidisciplinar de Ensino de Análise do Movimento Humano, Exercício e Reabilitação (LABMOVHER) e a sala do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano (PPGCMH). Além disso, obtivemos o suporte técnico, apoio logístico e intelectual do grupo de pesquisa PENDULUM, bem como do grupo de Pesquisa Parkinson e Grupo de Estudo e Pesquisa em Atividade Física e Saúde na Amazônia (GEPAFSAMAZÔNIA) por meio do Prof. Alex H. Crisp.

A dissertação foi estruturada seguindo as recomendações da Resolução n.5.162 - CONSEPE, de 19/03.2019, que rege os documentos de Dissertação do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano (PPGCMH) da UFPA, especialmente no CAPÍTULO X, Artigo 32, para a redação da Dissertação de Mestrado: “formato tradicional”.

Desta forma, estruturamos a dissertação em XI capítulos, que estão descritos a seguir: O capítulo I (INTRODUÇÃO) abrange sobre a fisiopatologia da Doença de Parkinson, bem como os deletérios da doença afetam o sistema neuromuscular de pessoas com Parkinson. No capítulo II (PROBLEMA DE PESQUISA) descrevemos a problemática da nossa pesquisa. Os objetivos da pesquisa estão descritos no capítulo III (OBJETIVOS), descritos em primários e secundários. Estruturamos as nossas hipóteses no Capítulo IV (HIPÓTESES), em H1 (hipótese alternativa) e H0 (hipótese nula). Organizamos o nosso referencial no capítulo V (REFERENCIAL TEÓRICO), abrangendo a Fisiopatologia da doença de Parkinson, Sintomas não motores e motores da doença, Subtipos da doença, Sistema neuromuscular na doença, Avaliação neuromuscular de membros inferiores, e Tecnologias no âmbito clínico.

No capítulo VI (MATERIAIS E MÉTODOS) estruturamos a metodologia aplicada na pesquisa em ordem cronológica; Delineamento do estudo; Participantes (População, Recrutamento da amostra; Critérios de elegibilidade, e Cálculo Amostral); Desfechos; Instrumentos de coleta; Procedimentos da coleta; Processamento dos dados; Análise Estatística.

No capítulo VII (RESULTADOS) apresentamos os resultados da nossa pesquisa, para isso, elaboramos gráficos e tabelas. Além disso, no capítulo VIII (DISCUSSÃO) apresentamos os pontos positivos, limitações, contribuições e considerações da nossa pesquisa. O capítulo IX (CONCLUSÃO) resume os objetivos, hipóteses e resultados da presente pesquisa.

No capítulo X (REFERÊNCIAS), contém as referências do estudo, bem como a minha produção durante o período do mestrado. E para finalizar, no capítulo XI (ANEXOS) é possível encontrar os anexos que compõem este documento, bem como o Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa; Post de divulgação para recrutamento para a pesquisa; Termo de Consentimento Livre e Esclarecido; Análise do cálculo amostral; e Análise estatística.

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

**Autor:** Vinicius Baia da Silva

**Orientadora:** Profa. Dra. Elren Passos-Monteiro

**Título da dissertação:** Avaliação da potência vertical de membros inferiores em pessoas com Parkinson

FEDERAL UNIVERSITY OF PARÁ  
GRADUATE PROGRAM IN HUMAN MOVEMENT SCIENCES

**Author:** Vinicius Baia da Silva

**Supervisor:** Prof. Dr. Elren Passos-Monteiro

**Dissertation title:** Evaluation of lower limb vertical power in people with Parkinson's disease

Belém, 2024.

## 1. INTRODUÇÃO

A Doença de Parkinson (DP) é a segunda doença neurodegenerativa que mais afeta a população idosa e adultos acima de 50 anos (Tolosa *et al.*, 2021; Simon; Tanner; Brundin, 2020). Apontada como uma pandemia não infecciosa, os seus atuais registros e estimativas são alarmantes, no qual, equivalem a 6,2 milhões de pessoas diagnosticadas em 2015 e estima-se que em 2040 os registros possam ultrapassar 17,5 milhões de pessoas com a doença (GBD 2015 Neurological Disorders Collaborator Group, 2017; Dorsey *et al.*, 2018; Dorsey; Bloem, 2018). O aumento de registros da DP pode estar relacionado a aspectos extrínsecos e intrínsecos, tais como: exposição a pesticidas, alimentação inadequada, envelhecimento associado à industrialização, condições sociodemográficas, inatividade física, disbiose intestinal, pré-disposição genética e comorbidades (Ben-Shlomo *et al.*, 2024).

A DP é considerada idiopática, neurodegenerativa e progressiva que afeta os neurônios dopaminérgicos da substância *nigra*, localizada nos núcleos da base, região do mesencéfalo (Simon; Tanner; Brundin, 2020). Aproximadamente 60 a 80% dos neurônios dopaminérgicos dessa área são perdidos, antes do surgimento dos sintomas motores, característicos da doença (Steffler *et al.*, 2012). A fase prodrômica é caracterizada pelos primeiros sintomas não motores, que antecedem os sinais motores da doença, (Peña-Nogales *et al.*, 2018; Armstrong; Okun, 2020).

Pessoas com Parkinson (PcP) apresentam menor potencial de ação, recrutamento de unidades motoras e fibras do tipo II, conseqüentemente, a força e potência muscular são reduzidas (Brown; Corcos; Rothwell, 1997; Hammond *et al.*, 2017; Zanardi *et al.*, 2019). Na doença de Parkinson (DP), a redução da força e da potência muscular está relacionada aos declínios funcionais. Somada à gravidade da doença, essa redução aumenta a dependência nas atividades de vida diária (Gamborg *et al.*, 2023). É importante destacar que, na DP, a iniciação e execução de movimentos são lentos e associados com menor potência muscular, além do mais, a gravidade clínica e estágios avançados da doença influenciam o desempenho muscular e funcional (Allen *et al.*, 2009, 2010; Hammond *et al.*, 2017; Zanardi *et al.*, 2019).

Na DP, os sintomas motores da doença, como a rigidez e hipertonia muscular afetam a contração muscular (Monte *et al.*, 2023). Além disso, a fadiga central e fraqueza muscular estão presentes na doença, sendo que os grupamentos musculares dos membros inferiores são os mais afetados (Huang *et al.*, 2017; Ghani *et al.*, 2023). Com o declínio da potência muscular dos membros inferiores, o risco de quedas e dependência é aumentado nessa população (Allen *et al.*, 2010; Medijainen *et al.*, 2022; Alegre-Ayala *et al.*, 2023). A potência vertical e horizontal atuam em conjunto na manutenção do equilíbrio, bem como na iniciação da marcha e nos

demais movimentos de vida diária (Magnan; McFadyen; St-Vincent, 1996). Nesse sentido, é relevante avaliar e descrever os parâmetros de potência vertical em PcP, na perspectiva de abordagens intervencionistas de reabilitação que enfatizem a manutenção e redução dos efeitos deletérios neuromusculares da doença (Ni *et al.*, 2016).

Na avaliação de membros inferiores, os saltos verticais se destacam pela fácil aplicação, curta duração e alta confiabilidade, além de apresentar parâmetros biomecânicos de desempenho: altura de salto, tempo de voo, velocidade, potência e força muscular (Markovic *et al.*, 2004; Balsalobre-Fernández; Glaister; Lockey, 2015; Claudino *et al.*, 2017). Comumente utilizado na avaliação de desempenho de atletas, os saltos verticais, em especial o *countermovement jump* (CMJ), em populações especiais pode ser uma alternativa de avaliação da capacidade funcional (Balsalobre-Fernández; Glaister; Lockey, 2015; Cruvinel-Cabral *et al.*, 2018).

A avaliação do salto CMJ é segura e de fácil aplicação, o teste apresenta padrões de posições a serem seguidos durante a sua realização, o voluntário inicia em posição bipodal, com as mãos na cintura, realiza um agachamento em um ângulo próximo de 90° e em seguida realiza o salto (Markovic *et al.*, 2004; Bishop *et al.*, 2021). Em razão das complicações motoras da DP, utilização em estudos anteriores com pessoas idosas e com paralisia cerebral, pela praticidade do teste, segurança, com poucas transições e o mínimo de riscos para os voluntários, optamos pela realização do teste CMJ em nossa pesquisa (Jankovic, 2008; Wild *et al.*, 2013; Cruvinel-Cabral *et al.*, 2018; Coswig *et al.*, 2019; Bishop *et al.*, 2021).

Em relação à aplicação de avaliações no âmbito clínico, o salto vertical CMJ pode ser avaliado em plataformas de força, células fotoelétricas, tapetes de contato e dispositivos móveis (Markovic *et al.*, 2004; Glatthorn *et al.*, 2011; Buckthorpe; Morris; Folland, 2012; Balsalobre-Fernández; Glaister; Lockey, 2015). Se considerarmos a praticidade, portabilidade, logística de transporte, calibragem, custo financeiro, aplicabilidade clínica e outros aspectos, os aplicativos em dispositivos móveis representam uma excelente alternativa para os profissionais da saúde, com resultados de avaliações confiáveis e semelhantes às demais ferramentas supracitadas (Balsalobre-Fernández; Glaister; Lockey, 2015; Gallardo-Fuentes *et al.*, 2016; Scorza *et al.*, 2018; Bishop *et al.*, 2022). Portanto, a avaliação por meio de aplicativos em dispositivos móveis é uma alternativa de baixo custo para profissionais da área da saúde (Balsalobre-Fernández; Glaister; Lockey, 2015).

Contudo, devemos considerar a reprodutibilidade e concordância dos aplicativos com as demais ferramentas para saltos verticais em diferentes populações (Balsalobre-Fernández; Glaister; Lockey, 2015; Cruvinel-Cabral *et al.*, 2018; Coswig *et al.*, 2019; Azevedo *et al.*,

2023). Nesse contexto, o objetivo deste estudo foi avaliar a reprodutibilidade e concordância entre as medições de saltos verticais *countermovement jump* em pessoas com Parkinson, utilizando o aplicativo *My Jump 2*<sup>®</sup> e um tapete de contato para saltos verticais.

## 2. PROBLEMA DE PESQUISA

A avaliação da potência vertical de membros inferiores, possibilita a interpretação de mecanismos biomecânicos, como força, velocidade e potência. Clinicamente, a análise dos aspectos de força e potência na doença de Parkinson são essenciais para estratégias de reabilitação que enfatizem a manutenção e o aprimoramento desses componentes. A literatura reporta que aplicativos móveis são uma alternativa aos instrumentos específicos (por exemplo, células fotoelétricas, goniômetros). Contudo, é fundamental avaliar a reprodutibilidade e concordância desses instrumentos em populações com comprometimentos motores significativos, como pessoas com doença de Parkinson (DP). A aplicabilidade clínica e científica para essas ferramentas mais acessíveis requer concordância com as ferramentas validadas. Além do mais pessoas com Parkinson apresentam sintomas motores e disfunções neuromusculares que podem influenciar na avaliação da potência vertical de membros inferiores por meio do salto vertical *countermovement jump*. Nesse sentido, a nossa pergunta de pesquisa é se as avaliações de saltos verticais *countermovement jump*, por meio do aplicativo *My Jump 2*<sup>®</sup> são confiáveis e apresentam concordância com as avaliações do tapete de contato para saltos em pessoas com Parkinson?

## 3. OBJETIVOS

O objetivo da presente dissertação foi avaliar a potência vertical de membros inferiores de PcP, e analisar a reprodutibilidade e concordância nas medições de desempenho de saltos verticais *countermovement jump* por diferentes avaliadores (intra-avaliadores) e entre dois equipamentos (inter-instrumentos), um tapete de contato para saltos verticais e o aplicativo de dispositivos móveis *My Jump 2*<sup>®</sup> em PcP. A descrição dos parâmetros biomecânicos de força, velocidade, potência, tempo de voo e desempenho de membros inferiores de PcP na avaliação de saltos verticais *countermovement jump*, foram consideradas com objetivos específicos do estudo.

## 4. HIPÓTESES

### 4.1 Hipótese alternativa (H1)

A hipótese alternativa dos autores é que as avaliações de potência vertical de membros inferiores por meio do salto vertical *countermovement jump* em pessoas com Parkinson, terá reprodutibilidade e concordância intra-avaliadores e inter-instrumentos pelo APP *My Jump 2*<sup>®</sup> em comparação com o tapete de contato para saltos. Considerando que em outras populações estudadas houve reprodutibilidade e concordância das análises intra-avaliadores e inter-instrumentos (Gallardo-Fuentes *et al.*, 2016; Cruvinel-Cabral *et al.*, 2018; Coswig *et al.*, 2019; Gençoğlu *et al.*, 2023).

### 4.2 Hipótese nula (H0)

Em contraste, a nossa hipótese nula, será a não reprodutibilidade e concordância das avaliações da potência vertical em PcP, intra-avaliadores e inter-instrumentos.

## 5. REFERENCIAL TEÓRICO

### 5.1 Fisiopatologia da doença de Parkinson

O acúmulo de proteínas alfa-sinucleína, chamados corpos de Lewy, são característicos da DP e responsáveis pela neurodegeneração da substância *nigra* (Balestrino; Schapira, 2020). Embora, seja considerada como um marcador do patógeno da DP, a alfa-sinucleína desempenha papel importante na neurotransmissão (Sharma; Burré, 2023). Contudo, a sua alteração estrutural, denominados de oligômeros e fibrilas, são neurotóxicos, que desencadeiam mortes celulares (Mehra; Sahay; Maji, 2019). Os principais aspectos para a sua alteração estrutural da alfa-sinucleína e sua agregação incorreta são disfunção mitocondrial, neuro-inflamação e estresse oxidativo. Aspectos esses, que estão associados aos fatores extrínsecos e intrínsecos que desencadeiam a fisiopatologia da DP (Jankovic; Tan, 2020; Clemente-Suárez *et al.*, 2023).

Diante disso, a morte dos neurônios dopaminérgicos da substância *nigra* ocasiona um declínio da dopamina, neurotransmissor que desempenha papel fundamental no controle do movimento, o que resulta em alterações motoras em PcP (Poewe *et al.*, 2017). As alterações motoras ocorrem na DP pela disfunção das vias direta e indireta de dopamina, nos núcleos da base. De modo que, na via direta os receptores de dopamina recebem menos excitação, reduzindo assim a neurotransmissão tálamo/córtex-motor. Enquanto que na via indireta, os receptores são inibitórios, ocorrendo um aumento da inibição (Calabresi *et al.*, 2014; Latif *et al.*, 2021). Tais disfunções podem ser exemplificadas nas ações motoras de PcP, como movimentos involuntários, tremores, rigidez muscular, bradicinesia, acinesia, congelamento e outros (Armstrong; Okun, 2020; Latif *et al.*, 2021).

Contudo, a dopamina não é o único neurotransmissor no controle motor e responsável pelos sintomas da doença. A sua depleção acarreta disfunções das vias serotoninérgicas, GABAérgicas, noradrenérgicas, colinérgicas, glutamatérgicas e outras (Yadav; Kumar, 2022). A disfunção dopaminérgica na via direta influencia as atividades pós-sinápticas dos neurônios serotoninérgicos, levando a uma perda substancial de sinalização e de neurônios. Além disso, o declínio serotoninérgico está relacionado principalmente aos sintomas não motores, como os distúrbios de sono e humor (de Natale; Wilson; Politis, 2021).

O GABA é um dos principais neurotransmissores inibitórios e desempenha diversas funções no sistema nervoso central. Na DP a sua disfunção também está associada aos sintomas não motores, tais como: perda olfativa, cognição, ansiedade, depressão, distúrbios visuais, e no sistema nervoso autônomo (Murrueta-Goyena *et al.*, 2019; Zhang *et al.*, 2021). A depleção de noradrenalina também é substancial no surgimento de sintomas não motores, como hipotensão, alterações no ciclo circadiano, disfunções do sistema nervoso simpático, além de mudanças no

humor e na cognição. Além do mais, o congelamento da marcha está diretamente relacionado aos níveis reduzidos de noradrenalina (Sampaio *et al.*, 2024).

Por sua vez, a acetilcolina e o glutamato estão relacionados principalmente com sintomas motores da doença. O sistema colinérgico atua em conjunto com o dopaminérgico na realização de movimentos, o seu declínio está associado aos sintomas de rigidez, tremor de repouso, marcha e equilíbrio postural, além de sua importância na ativação muscular (Amalric *et al.*, 2021; Albin *et al.*, 2022; Jing *et al.*, 2023). A via glutamatérgica é excitatória e desempenha função no controlo motor e funções cognitivas, na DP ocorre hiperatividade do glutamato no nigroestriatal, acarretando piora dos sintomas motores como os movimentos involuntários (discinesias) adjunto o tratamento prolongado de Levodopa (Pagonabarraga *et al.*, 2021; Campanelli *et al.*, 2022). Todas estas alterações nos sistemas colinérgicos contribuem consideravelmente para a redução da função motora, desse modo, PcP apresentam maior rigidez muscular e hipertonia muscular, acarretando em declínios na potência muscular (Monteiro *et al.*, 2017; Zanardi *et al.*, 2021).

Em resumo, a fisiopatologia da doença caracteriza-se por ser uma desordem progressiva e polissintomática do sistema nervoso central, caracterizada pela depleção de neurônios dopaminérgicos da substância nigra, desencadeando disfunções em diversas organizações do sistema nervoso central e periférico, resultantes nos sintomas clínicos da DP (Kalia; Lang, 2015). Tratando dos mecanismos periféricos de ativação muscular na DP, a desordem no sistema nervoso central diminui as respostas eferentes das vias extra-piramidais, desencadeando redução nas respostas dos motoneurônios, resultando em mudanças neuromusculares (Zanardi *et al.*, 2019).

## **5.2 Sintomas não motores e motores da doença de Parkinson**

A DP é caracterizada como um distúrbio do movimento, porém os sintomas não motores também se manifestam nas fases iniciais e ao longo da progressão da doença. A identificação desses sintomas pode contribuir para a predição e o diagnóstico precoce (Berg *et al.*, 2015; Fereshtehnejad *et al.*, 2019; Joza *et al.*, 2023). Dentre os primeiros sinais, destacam-se a constipação e outros sintomas gastrointestinais, como náuseas e prisão de ventre. Além disso, ocorrem disfunções autonômicas, de hipotensão ortostática, cardiovascular e nos sistemas urinário e sexual (Chen; Li; Liu, 2020). Também há prevalência de alterações nos sistemas sensoriais, como o visual e olfativo, além de uma maior sensibilidade à dor (Kalia; Lang, 2015; Marin *et al.*, 2018; Cattaneo; Jost, 2023).

Na DP, alterações na fala e na voz são comuns, assim como a disfagia, que pode dificultar o transporte de líquidos e sólidos da faringe para o estômago (Jankovic, 2008; Suttrup; Warnecke, 2016; Pu *et al.*, 2021). Ademais, PcP frequentemente apresentam distúrbios do sono, especialmente relacionados ao sono REM, com dificuldade para iniciar o sono, interrupções frequentes e sonolência diurna (Stefani; Högl, 2020). Alterações de humor também são comuns, sendo a ansiedade, depressão e apatia as mais prevalentes. Com o avanço da doença, podem surgir sintomas como fadiga, declínio cognitivo e demência (Schapira; Chaudhuri; Jenner, 2017; Jagadeesan *et al.*, 2017; Goldman; Sieg, 2020).

Os sintomas motores, característicos da doença, comprometem a independência funcional e estão associados à menor interação social e à apatia em PcP (Smeltzer; Kuznetsov; Erts, 2017; Terracciano *et al.*, 2023). Os sintomas cardinais são: bradicinesia (lentidão de movimentos), tremor de repouso, rigidez muscular e instabilidade postural (Wild *et al.*, 2013). No controle postural, ocorrem alterações significativas, na qual a postura torna-se curvada, inclinada lateralmente ou para a frente, conhecida como síndrome de Pisa e Camptocormia (Barone *et al.*, 2016; Srivanitchapoom; Hallett, 2016; Monteiro *et al.*, 2017).

A hipocinesia (redução na amplitude dos movimentos) e a acinesia (dificuldade na iniciação dos movimentos), frequentemente descrita como "*freezing*" (congelamento), estão predominantemente presentes na iniciação da marcha e podem influenciar a qualidade de sono (Schilder *et al.*, 2017; Xue *et al.*, 2018; Balestrino; Schapira, 2020). As alterações na marcha, juntamente com as instabilidades posturais, reduzem a capacidade funcional e aumentam os riscos de quedas em PcP (Monteiro *et al.*, 2017; Shen; Wong-Yu; Mak, 2016).

A caminhada de PcP caracteriza-se em passos mais curtos, redução da velocidade de marcha e comprimento de passada, resultando em diminuição da distância percorrida (Morris *et al.*, 2005; Mirelman *et al.*, 2019; Zanardi *et al.*, 2021). Na iniciação da marcha, episódios de congelamento da marcha podem ocorrer, comumente associados a progressão da doença. Ainda ocorrem alterações da cadência da marcha, com maior frequência de passada (festinação) e duplo apoio (Moore; Peretz; Giladi, 2007; Cho *et al.*, 2010, Monteiro *et al.*, 2017). Dessa forma, os aspectos biomecânicos da locomoção em PcP são alterados, observando-se também a redução da amplitude articular, da dissociação entre as cinturas escapular e pélvica, e da velocidade de caminhada, vale ressaltar que essas alterações espaços-temporais na marcha promovem um maior gasto energético (Monteiro *et al.*, 2017; Dipaola *et al.*, 2016; Zanardi *et al.*, 2021).

Durante o curso da doença, outros sintomas não motores e motores são observados em PcP, e estão associados ao uso excessivo de medicamentos antiparkinsonianos (You *et al.*,

2018; Weintraub *et al.*, 2022). Alterações neuropsiquiátricas são comuns, sendo as alucinações, psicose e transtorno obsessivo compulsivo (TOC) mais frequentes (Bugalho *et al.*, 2012; Frei; Truong, 2017). Entre os sintomas motores, destacam-se a distonia e as discinesias, caracterizadas por movimentos involuntários que afetam a coordenação e a mobilidade (Calabresi; Standaert, 2019).

### **5.3 Subtipos da doença de Parkinson**

A DP é caracterizada por uma progressão gradual, na qual os primeiros sintomas motores surgem de forma bilateral, evoluindo posteriormente para acometimentos axiais e bilaterais (Modestino *et al.*, 2018). Importante destacar que os sintomas descritos anteriormente não são exclusivos às pessoas diagnosticadas com a DP, sendo que alguns podem predominar em determinados subtipos da doença (Prange *et al.*, 2019; Jankovic; Tan, 2020). A DP é classificada em dois subtipos, sendo eles: os hipercinéticos (HC), marcados por movimentos involuntários excessivos, e os rígidos acinéticos (RA), que apresentam maior rigidez muscular e lentidão nos movimentos (Eggers *et al.*, 2011; Thenganatt; Jankovic, 2014, Casal *et al.*, 2021).

As manifestações clínicas que definem os HC incluem tremores de repouso, além de alterações no sono e no humor (Eggers *et al.*, 2011). Contudo, à medida que a doença avança, sintomas como rigidez muscular, bradicinesia e instabilidade postural passam a acometer esse grupo, apresentando características mistas do RA. Além disso, a progressão da doença nos HC ocorre de forma mais lenta quando comparada ao RA (Eggers *et al.*, 2011; Thenganatt; Jankovic, 2014). O subtipo RA é caracterizado por sintomas não motores, com predomínio de depressão, declínio cognitivo e alucinações. Além disso, a hipomobilidade é uma característica marcante desse subtipo, associada a maior instabilidade postural e aumento do risco de quedas (Casal *et al.*, 2021).

Para a classificação desses subtipos, a observação clínica é essencial, mas também é fundamental considerar a análise da cintilografia por perfusão cerebral, que identifica alterações no tálamo, putâmen e núcleo caudado. Os subtipos exibem modificações distintas nessas áreas: no subtipo RA, há uma redução bilateral do putâmen e degeneração do núcleo caudado, enquanto essas estruturas parecem preservadas no subtipo HC (Eggers *et al.*, 2011).

### **5.4 Sistema neuromuscular na doença de Parkinson**

Na DP ocorre redução do disparo do potencial de ação entre axônios e fibras musculares, essa redução pode desencadear degeneração das fibras musculares, sendo as fibras do tipo II as mais afetadas (Zanardi *et al.*, 2019). Desse modo, PcP apresentam menor potência muscular,

força e massa muscular, por vezes apresentam fragilidades, com maiores risco a quedas, dependência funcional e baixa qualidade de vida (Brown; Corcos; Rothwell, 1997; Allen *et al.*, 2009; Kwon; Yoon, 2017). Idosos com DP apresentam menor potência muscular, velocidade na realização de movimentos e maior tempo para alcançar a força máxima de músculos do membro inferior em relação a idosos sem a doença, além disso, a ativação e recrutamento muscular é menor na DP (Albani *et al.*, 2003; Hammond *et al.*, 2017).

A potência muscular é a quantidade de energia gerada em um determinado tempo, especificamente em milésimos ou poucos segundos, também descrita como o resultado do produto da força pela velocidade, ou seja, a velocidade de força de contração (Macaluso; De Vito, 2004; Meng Ni *et al.*, 2015). A produção de potência muscular pode ser identificada em um ou mais tipos de contração, como as isométricas, concêntricas e excêntricas (Sargeant, 1994; Meng Ni *et al.*, 2015). Em movimentos de alto desempenho, como sprints e saltos, destaca-se a produção de potência muscular, que corresponde à capacidade de gerar movimento em uma fração de segundo, diferente de movimentos sustentados, que envolvem diferentes fibras musculares e mecanismos de produção de energia (Mero; Komi; Gregor, 1992; Macaluso; De Vito, 2004; Barker; Harry; Mercer, 2018).

Na DP as pessoas caracterizam-se com padrões de locomoção lentos, tais como a marcha ou alcançar algum objeto (Poewe *et al.*, 2017; Zanardi *et al.*, 2021). O padrão de iniciação e execução de movimentos está associado a potência muscular na DP, sendo um preditor importante no desempenho funcional e do risco de quedas (Allen *et al.*, 2010). Ademais, a rigidez e hipertonia muscular estão presentes na doença e podem influenciar a contração muscular, sendo mais relatadas em estágios avançados da DP (Monte *et al.*, 2023). Portanto, PcP estão mais vulneráveis a quedas, além do mais, a fadiga central, a fragilidade e a sarcopenia são agravantes no comprometimento motor na DP (Peball *et al.*, 2019).

Os parâmetros de potência horizontal avaliados por teste de corrida são reprodutíveis e confiáveis em PcP. Porém, a eficácia mecânica desta população foi menor em comparação com pessoas saudáveis (Passos-Monteiro *et al.*, 2020). Os mecanismos biomecânicos da corrida ou potência horizontal, são descritos em velocidade máxima ( $V_0$ ), força máxima ( $F_0$ ), potência mecânica-máxima ( $P_{máx}$ ) (Morin; Edouard; Samozino, 2011; Morin *et al.*, 2012; Morin; Samozino, 2016). É importante ressaltar que a força muscular, massa muscular e o desempenho são preditores de dependência funcional em adultos mais velhos (Wang *et al.*, 2020).

Na DP a força e potência muscular estão associadas com os declínios funcionais e gravidade da doença, sendo que os membros inferiores são mais afetados (Gamborg *et al.*, 2023). Nas atividades de vida diária utilizamos tanto a potência horizontal como a vertical, ao

realizarmos o movimento de levantar e andar, partimos da posição vertical e transferimos para a posição horizontal (Aberg; Frykberg; Halvorsen, 2010). Tratando-se da potência vertical, ela é essencial para a realização de atividades diárias e para a iniciação da capacidade de locomoção (Magnan; McFadyen; St-Vincent, 1996). Nesse sentido, é relevante discutir abordagens intervencionistas de reabilitação que enfatizem a manutenção e redução dos efeitos deletérios neuromusculares na DP (Ni *et al.*, 2016).

### **5.5 Avaliação neuromuscular de membros inferiores**

No entanto, qualquer prescrição ou intervenção são consequentes de avaliações fidedignas, seja ela qual for a população alvo. No que se refere a avaliações de potência de membros inferiores, os equipamentos isocinéticos, dinamômetros e plataformas de força, são tidos como ferramentas de avaliação padrão ouro (Pääsuke; Ereline; Gapeyeva, 2003; Tae *et al.*, 2024). Além do mais, testes e instrumentos específicos podem requerer de um espaço apropriado, com calibragem adequada, e uma equipe preparada para dar suporte (Scorza *et al.*, 2018). Uma alternativa mais acessível para avaliar os membros inferiores por meio de saltos verticais é o tapete de contato, que demonstra uma boa correlação e confiabilidade em comparação com a plataforma de força (Farias *et al.*, 2013; Ruf *et al.*, 2024)

Como métodos de avaliação da potência de membros inferiores, os saltos verticais se destacam pela praticidade e confiabilidade (Markovic *et al.*, 2004; Claudino *et al.*, 2017). Atualmente, avaliações de curto tempo, alta precisão e confiabilidade são adotadas nos ambientes clínicos e esportivos. Em relação aos saltos verticais, a sua avaliação mensura parâmetros de desempenho, velocidade, potência e força muscular (Balsalobre-Fernández; Glaister; Lockey, 2015; Pantoja *et al.*, 2016; Gallardo-Fuentes *et al.*, 2016; Pantoja *et al.*, 2018; Bishop *et al.*, 2022). Os saltos verticais são testes de fácil aplicação, em atletas as avaliações de saltos verticais apresentaram validação, boa confiabilidade e reprodutibilidade quando avaliados por meio de aplicativos para *smartphone* em relação a plataforma de força (Balsalobre-Fernández; Glaister; Lockey, 2015).

Os valores estatísticos são semelhantes em públicos jovens, adultos e idosos, em avaliações que utilizaram o tapete de contato para saltos verticais em comparação com aplicativos. É importante mencionar que tanto o tapete de contato e a plataforma de força, apresentam alto custo financeiro e difícil locomoção, que dificultam a aplicabilidade de avaliações clínicas (Gallardo-Fuentes *et al.*, 2016; Cruvinel-Cabral *et al.*, 2018; Coswig *et al.*, 2019). Nesse sentido, a avaliação por meio de aplicativos em dispositivos móveis é uma

alternativa de baixo custo para profissionais da área da saúde (Balsalobre-Fernández; Glaister; Lockey, 2015).

## 5.6 Tecnologias no âmbito clínico

Atualmente a utilização de aplicativos móveis em *smartphones* e equipamentos computadorizados, bem como sensores inerciais e outras ferramentas tecnológicas, vem ganhando destaque no diagnóstico, monitoramento e avaliação de doenças crônicas no âmbito clínico e hospitalar (Bhavnani; Narula; Sengupta, 2016). O baixo custo, praticidade e manuseio dessas ferramentas auxiliam os profissionais de saúde, e em determinados casos facilitam a acessibilidade, tratamentos e avaliações de pacientes (Salaffi; Farah; Di Carlo, 2018; Borges do Nascimento *et al.*, 2023)

Em relação ao aplicativo *My Jump 2*<sup>®</sup>, utilizado para avaliações e monitoramento de saltos, por treinadores e profissionais da saúde. O aplicativo fornece parâmetros físicos e biomecânicos de desempenho, tempo de voo, força, potência e velocidade, a partir de gravações em vídeos de 60 Hz ou mais, com recomendações de gravações em 120 Hz a 240 Hz. Esses parâmetros são apresentados em resultados após a identificação das fases de “*take-off*” e “*landing*” pelo avaliador. O aplicativo é compatível com os sistemas operacionais Android e IOS. Além disso, essa ferramenta fornece, relatórios, exportação de dados, e gráficos de desempenho (Balsalobre-Fernández; Glaister; Lockey, 2015; Gallardo-Fuentes *et al.*, 2016).

Vale ressaltar que o *My Jump 2*<sup>®</sup> apresenta, validação, confiabilidade, reprodutibilidade e concordância com equipamentos padrão-ouro em diferentes populações (Balsalobre-Fernández; Glaister; Lockey, 2015; Cruvinel-Cabral *et al.*, 2018; Coswig *et al.*, 2019). Contudo, as PcP apresentam condições clínicas, funcionais e neuromusculares diferentes de outras populações, além do mais, o agravamento e os sintomas da doença podem influenciar no desempenho muscular (Hammond *et al.*, 2017; Zanardi *et al.*, 2019, 2021). É importante destacar que os mecanismos biomecânicos relacionados à potência vertical em PcP ainda não estão completamente elucidados, e a análise desses componentes podem influenciar em estratégias de reabilitação.

## 6. MATERIAIS E MÉTODOS

### 6.1 Delineamento do estudo

Trata-se de um estudo transversal, que consiste na concordância de avaliações de saltos verticais *countermovement jump* de PcP no App *My Jump 2*<sup>®</sup> (v.6.1.7, Espanha) (Balsalobre-Fernández; Glaister; Lockey, 2015) e o Tapete de contato para saltos verticais (Cefise, São Paulo, Brasil). Descrevemos o estudo conforme as diretrizes do *checklist* para estudos observacionais *Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology - STROBE* (Cuschieri, 2019).

Seguimos as recomendações da declaração de Helsinki para estudos com seres humanos (World Medical Association, 2013), com aprovação do comitê de ética local do Instituto de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Pará (UFPA) (Nº CAAE - 72924423.9.0000.0018), baseado nas Diretrizes da Resolução do Conselho Nacional de Saúde (CNS), resolução nº 510/2016. Conduzimos o estudo no Laboratório Multidisciplinar de Ensino de Análise do Movimento Humano, Exercício e Reabilitação (LABMOVHER) da Faculdade de Educação Física, Campus Universitário de Castanhal, no período de maio a junho de 2024.

### 6.2 Participantes

#### 6.2.1 População

Participaram deste estudo 19 pessoas com Parkinson, de ambos os sexos, sendo 15 homens e 4 mulheres em estadiamento 1 a 3 da doença, residentes de comunidades do Norte do Brasil.

#### 6.2.2 Recrutamento da amostra

Recrutados os participantes de um programa de reabilitação para pessoas com Parkinson (Projeto Parkinson Pai D'Égua), na Universidade Federal do Pará – UFPA, que é um centro de referência em reabilitação e tratamento de pessoas com Parkinson no Nordeste Paraense.

Além de, divulgações em locais e mídias sociais, praças públicas, Unidades Básicas de Saúde (UBS), Centro de Referência de Assistência Social (CRAS), Canais televisivos e de rádio. Após o recrutamento, realizamos o primeiro contato para explicações dos objetivos e procedimentos do estudo.

#### 6.2.3 Critérios de elegibilidade

Como critérios de elegibilidade os participantes deviam apresentar o diagnóstico da doença, com o mínimo de 1 ano, emitido por um médico neurologista de acordo com os critérios

do *London Brain Bank* (Marsili; Rizzo; Colosimo, 2018); estar em estadiamento entre 1 a 3 na escala de Hoehn & Yahr (H&Y); cognição preservada, avaliada pelo Mini Exame do Estado Mental (MEEM), com pontuação igual ou superior a 23 pontos (Folstein; Folstein; McHugh, 1975; Nilsson, 2007; Melo; Barbosa, 2015); idade igual ou superior a 40 anos; realizar tratamentos medicamentosos antiParkinsonianos; compreender as instruções verbais; ter capacidade de locomoção sem auxílio de dispositivos ou de acompanhante; não ser diagnosticado com outro distúrbio neurológico; não ter se submetido a algum tipo de cirurgia nos últimos 6 meses; não apresentar lesões ou distúrbios musculoesqueléticos e osteoarticulares que poderiam comprometer as avaliações de saltos verticais; estar devidamente matriculado no projeto Parkinson Pai d'égua. Após a triagem, todos os participantes leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Foram excluídos do estudo os participantes que não concordarem com o TCLE; não conseguir saltar a altura mínima detectável do tapete de contato, equivalente a 1 centímetro; e aqueles que não concluíram todas as etapas de avaliações (Passos-Monteiro *et al.*, 2020).

#### 6.2.4 Cálculo Amostral

O cálculo do tamanho da amostra foi realizado no software R, determinamos o ICC2 como desfecho principal considerando um valor de  $p > 0.90$  com base no estudo de Cruvinel-Cabral *et al.*, 2018. Nesse sentido, os valores estabelecidos para o cálculo amostral foram: ( $p=0.9$ ,  $p0=0.60$ ,  $k=2$ ,  $alpha=0.05$ ,  $tails=2$ ,  $power=0.80$ ,  $by="p"$ ,  $step=0.05$ ) (Zou, 2012). Como descrito no anexo 4, seriam necessários 14 participantes para este estudo.

**Quadro 1** - Descrição das siglas hipotéticas utilizadas no cálculo amostral do ICC.

<b>Siglas</b>	<b>Descrição</b>
P	Valor hipotético
P0	Hipótese nula
K	Número de avaliações
Alpha	Nível de significância desejado
Tails	Número de caudas para o teste de hipótese
Power	Poder desejado do teste de hipótese

By	Usado para calcular tamanhos amostrais
Step	Quando a função varia p ou p0

**Fonte:** Elaboração própria.

### 6.3 Desfechos

#### 6.3.1 Desfechos primários

O desempenho dos saltos, expresso em altura (cm), a potência (w), tempo de voo (ms), força (N), e velocidade (m/s) foram considerados como desfechos primários.

#### 6.3.2 Desfechos secundários

Dados antropométricos, clínicos, sociodemográficos, tempo de diagnóstico e comorbidades passaram a ser considerados como desfechos secundários. Os desfechos primários de CMJ foram utilizados pelos avaliadores, e considerados para as análises de concordância intra-avaliadores e inter-instrumentos. No presente estudo consideramos como potenciais confundidores, o subtipo da doença, o estadiamento da DP, e idade.

### 6.4 Instrumentos de coleta

Como instrumentos de avaliação clínica, utilizamos um questionário de anamnese semiestruturado composto com perguntas de hábitos de vida, escolaridade, aspectos sociodemográficos, prática de atividade física (IPAQ-versão curta), e histórico da doença; questionário Mini Exame do Estado Mental (MEEM) para rastreio cognitivo; escala *Movement Disorder Society - Unified Parkinson's disease Rating Scale* (MDS-UPDRS) - parte III, para avaliação dos sintomas motores da DP; e a escala modificada Hoehn & Yahr (H&Y) para a avaliação dos estágios da doença (Folstein; Folstein; McHugh, 1975; Hoehn; Yahr, 1967; Schenkman *et al.*, 2001; Goetz *et al.*, 2004, 2008).

Para avaliação antropométrica, utilizamos um estadiômetro fixo (Sanny, São Paulo, Brasil); trena antropométrica (Sanny, São Paulo, Brasil); e uma balança digital (G-Tech, Rio de Janeiro, Brasil).

Na avaliação de desempenho de membros inferiores utilizamos, um tapete de contato para saltos verticais, com medidas de 1000 x 600 x 8 mm, conectado ao software Jump System Pro<sup>®</sup> (Cefise, São Paulo, Brasil); e o aplicativo para *smartphones My Jump 2<sup>®</sup>* (v.6.1.7, Espanha) instalado em um *smartphone* de sistema operacional IOS 17.2 (Apple, Inc, Estados Unidos).

## 6.5 Procedimentos da coleta

Após o período de recrutamento, agendamos os participantes em 3 sessões consecutivas com intervalos de 48 horas entre as sessões no LABMOVHER. Os procedimentos e *setup* de coletas podem ser observados na figura 1.

**Figura 1** - Delineamento Experimental da coleta de dados.



**Fonte:** Elaboração própria.

Na primeira sessão, realizamos avaliações clínicas e antropométricas, inicialmente as avaliações de anamnese, monitoramento dos sintomas motores da doença segundo a escala MDS-UPDRS, parte III, e estadiamento da doença segundo a escala de H&Y modificada, com avaliadores experientes em avaliações clínicas. Posteriormente, coletamos os dados antropométricos de idade (anos), estatura (cm), massa corporal (kg) e duas medidas de comprimento de membros inferiores *leg length* e *leg 90°* (cm) de acordo com o protocolo utilizado para saltos verticais (Balsalobre-Fernández; Glaister; Lockey, 2015; Gallardo-Fuentes *et al.*, 2016).

Na segunda sessão ocorreu a familiarização dos saltos verticais *countermovement jump* (CMJ). Para a realização dos saltos verticais instruímos os participantes a ficarem em posição bipodal, de tênis, mãos posicionadas no quadril, e após o comando do avaliador os participantes se agachavam em um ângulo próximo de 90°, em seguida realizavam o salto vertical o mais alto possível. Na fase de voo orientaremos a manter os pés em flexão plantar, os joelhos em extensão até o momento do pouso e realizar flexão de joelhos na fase final do salto (Petrigna *et al.*, 2019; Bishop *et al.*, 2021). Tanto na familiarização, quanto na coleta dos saltos, realizamos um momento pré saltos de 10 a 15 minutos com exercícios de dorsiflexão, rotação de tornozelo, flexão plantar, agachamentos com peso corporal e saltos verticais de baixo esforço para aquecimento e mobilidade corporal.

Na terceira sessão, aplicamos o protocolo de CMJ em PcP, conforme ilustrado na figura 1. O APP *My Jump 2*<sup>®</sup> (v.6.1.7, Espanha) instalado em no *smartphone* modelo *iPhone 11* de sistema operacional IOS 17.2 (Apple Inc., USA) foi acoplado a um triple de 60 cm de altura, posicionado horizontalmente a uma distância de 150 cm de frente para o tapete de contato para saltos verticais, conectado ao software *Jump System Pro*<sup>®</sup> (Cefise, São Paulo, Brasil), pelos avaliadores A1 (H.E.M.S) e A2 (V.B.S) para registros simultâneos dos saltos, em vídeos de 240 Hz e a qualidade de 1080p HD (Stanton; Kean; Scanlan, 2015; Gallardo-Fuentes *et al.*, 2016; Cruvinel-Cabral *et al.*, 2018). Estes foram utilizados para a coleta dos desfechos de qualidades físicas, tais como F0, V0, P0, e desfechos de qualidade mecânica e desempenho, como altura do salto e tempo de voo, respectivamente (Bosco; Luhtanen; Komi, 1983; Häkkinen; Komi; Kauhanen, 1986; Morin *et al.*, 2012; Romero-Franco *et al.*, 2017).

Para as coletas dos saltos verticais *CMJ*, os participantes realizaram 3 tentativas máximas no tapete de contato para saltos verticais, com intervalos de 120 segundos entre saltos (Gallardo-Fuentes *et al.*, 2016). Os avaliados seguiram as seguintes instruções dos avaliadores: “após o bip sonoro, se posicione no tapete para saltar, realize o salto somente no comando verbal: [prepara, vai]”. Todos os testes foram aplicados por pesquisadores experientes e treinados com as coletas e equipamentos. Além disso, como forma de controle de vieses, os participantes classificados nos estágios 1 e 2 foram avaliados no período “ON” da medicação L-Dopa, até 3h após a ingesta medicamentosa, e os participantes com estadiamentos 2,5 a 3 em até 1h30 após a administração do medicamento (Passos-Monteiro *et al.*, 2020).

## 6.6 Processamento dos dados

Os dados de saltos verticais foram processados no *software* *Jump System 1.0* (Cefise, Brasil) e no aplicativo *My Jump 2*<sup>®</sup> (v.6.1.7, Espanha). Os avaliadores realizaram as suas análises de forma separada e exportavam os dados do aplicativo, para minimizar os vieses, o aplicativo foi reiniciado após as análises do avaliador 1, para não interferir nas análises do avaliador 2. Desse modo, os avaliadores não tiveram acesso as informações anteriores, definimos o A1 com o critério de maior tempo e experiência com o salto *CMJ* e aplicativo *My Jump 2*<sup>®</sup>. Todos os dados foram armazenados em uma planilha *online* do *software* Excel.

Vale ressaltar que o *Jump System* e o aplicativo *My Jump 2*<sup>®</sup> utilizam equações semelhantes em dois parâmetros na avaliação de saltos: o desempenho e o tempo de voo. Uma diferença notável está nos parâmetros de potência: o *software* registra a potência pico, enquanto o aplicativo a potência média. Além disso, o aplicativo oferece outras variáveis, como força e velocidade do salto (Sayers *et al.*, 1999; Samozino *et al.*, 2008; Balsalobre-Fernández; Glaister;

Lockey, 2015; Xu *et al.*, 2023). A seguir, estão descritas as equações utilizadas por ambos os instrumentos.

6.6.1 Equações:

**Equação 1:** Altura de salto

(Samozino *et al.*, 2008).

$$h = \frac{1}{8}gt_A^2$$

**Equação 2:** Tempo de voo

(Xu *et al.*, 2023).

$$t_A = 2\sqrt{\frac{2h}{g}}$$

**Equação 3:** Potência pico

(Sayers *et al.*, 1999).

$$60,7h + 45,3m - 2055$$

**Equação 4:** Potência média

(Samozino *et al.*, 2008).

$$\bar{P} = mg\left(\frac{h}{h_{po}} + 1\right)\sqrt{\frac{gh}{2}}$$

**Equação 5:** Força

(Samozino *et al.*, 2008).

$$\bar{F} = mg\left(\frac{h}{h_{po}}\right) + 1$$

**Equação 6:** Velocidade

(Samozino *et al.*, 2008).

$$\bar{v} = \sqrt{\frac{gh}{2}}$$

**Quadro 2** - Siglas, descrições e unidades de medidas das equações dos parâmetros de salto vertical.

Siglas	Descrição	Unidade de medida
F	Força	(N)
G	aceleração da gravidade 9,81	(m/s <sup>-2</sup> )
H	distância vertical na fase aérea	(m)
h <sub>po</sub>	distância de impulso vertical	(m)
M	massa corporal	(kg)
P	Potência	(w)
t <sub>A</sub>	tempo de voo	(s)
V	velocidade vertical	(m/s <sup>-1</sup> )

**Legenda:** Newton (N); metros/segundo (m/s); metros (m); quilograma (kg); watts (w); segundos (s).

**Fonte:** Elaboração própria.

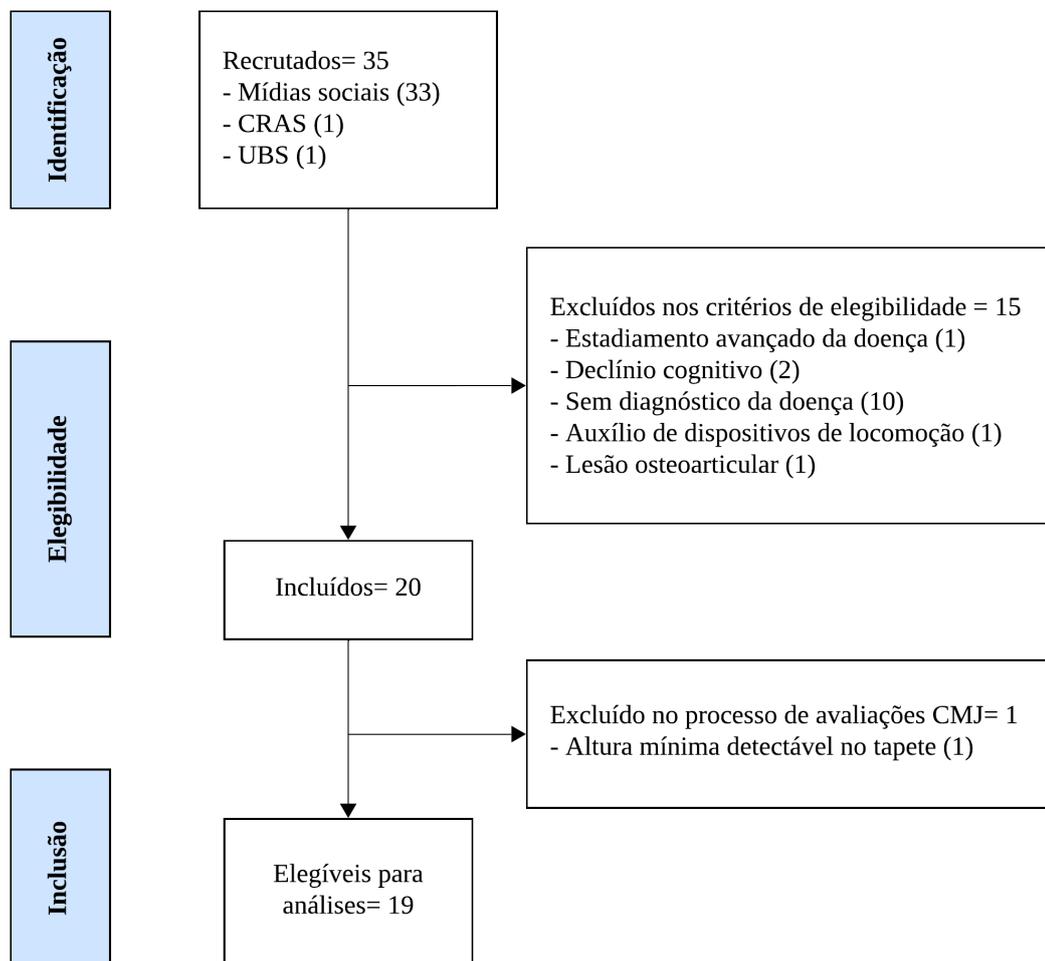
## 6.7 Análise Estatística

Para a análise estatística dos dados, utilizamos o teste de estatística descritiva para caracterização da amostra. Realizamos as seguintes etapas: carregamento dos pacotes necessários, leitura do banco de dados, conversão da variável ID para fator, e transformações dos dados, incluindo o cálculo da média entre as medidas e da diferença entre as medições. Posteriormente ajustamos um modelo misto para avaliar a diferença entre as medições, incluindo o ID do participante como efeito aleatório para controlar a variabilidade individual entre as três medidas repetidas. O viés foi extraído a partir do coeficiente fixo do modelo, e o desvio padrão da diferença foi calculado a partir das variâncias estimadas no modelo. Aplicamos a técnica de *Bootstrap* com 10.000 reamostragens para calcular os limites de concordância. Utilizando um modelo misto, o viés e os limites superior e inferior de concordância foram estimados, com intervalos de confiança calculados pelo método *Bias-Corrected and Accelerated*. Foi gerado histogramas para visualizar a distribuição *Bootstrap* do Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC). Por fim, foi gerado gráficos de *Bland-Altman* para visualizar a concordância entre os avaliadores e instrumentos. Inicialmente realizamos todas as análises intra-avaliadores e posteriormente inter-instrumentos. Para a análise inter-instrumentos extraímos as médias entre os dois avaliadores (*My Jump 2*<sup>®</sup> média dos avaliadores e tapete de contato), foi utilizado o *software* R para análises.

## 7. RESULTADOS

Recrutamos 35 voluntários para a pesquisa, 15 foram excluídos nos critérios de elegibilidade. Nesse sentido, 20 voluntários participaram de todos os procedimentos metodológicos, porém 1 foi excluído na avaliação de desempenho de saltos verticais CMJ, pelo motivo do software Jump System Pro<sup>®</sup> não detectar a altura mínima de salto (1 centímetro). As etapas de recrutamento, elegibilidade e inclusão estão descritas no fluxograma abaixo.

**Figura 2** - Fluxograma de identificação, elegibilidade e inclusão do estudo.



**Fonte:** Elaboração própria.

Na tabela 1 descrevemos os aspectos de perfil sociodemográfico dos participantes, bem como sexo, estado civil, etnia, escolaridade, renda socioeconômica, hábitos de vida, práticas de atividade física (avaliado pelo IPAQ-versão curta) e comorbidades. Esses dados foram obtidos a partir da avaliação do nosso questionário semiestruturado de anamnese e estão representados em números absolutos.

**Tabela 1** - Aspectos sociodemográficos dos participantes.

<b>Parâmetros</b>	<b>N°</b>
<b>Sexo</b>	
Masculino	15
Feminino	4
<b>Estado Civil</b>	
Casado(a)/união estável	13
Solteiro	3
Viúvo(a)	2
Divorciado(a)	1
<b>Etnia</b>	
Branco	5
Pardo	12
Preto	1
Indígena	1
<b>Escolaridade</b>	
Ensino fundamental incompleto	6
Ensino fundamental completo	3
Ensino médio completo	6
Ensino superior completo	4
<b>Renda socioeconômica</b>	
<1 salário mínimo	2
1 a 2 salários mínimos	14

2 a 3 salários mínimos	1
>4 salários mínimos	2
<b>Hábitos de vida</b>	
Etilismo	2/19
Tabagismo	0/19
<b>Prática de atividade física</b>	
Muito Ativo	1
Ativo	13
Irregularmente ativo A	2
Irregularmente ativo B	2
Sedentário	1
<b>Comorbidades</b>	
Hipertensão	6/19
Diabetes	4/19
Dislipidemia	1/19

---

**Legenda:** Número (N°).

**Fonte:** Elaboração própria.

Os dados das avaliações cognitivas de MEEM e clínicas MDS-UPDRS e H&Y estão representadas em médias e desvio padrão na tabela 2, os intervalos mínimos e máximos de cada avaliação também estão descritos. Além disso, descrevermos os valores mínimos e máximos das avaliações. Os resultados da avaliação do MEEM sugerem que os nossos voluntários apresentam cognição preservada com média de 26 pontos. Nas avaliações clínicas, a média da MDS-UPDRS de 39 pontos sugere um comprometimento motor moderado, já o estadiamento da doença, avaliado pela escala H&Y apresentou mediana de 2 pontos, desse modo, a classificação do estágio da doença dos participantes indica gravidade leve na progressão da doença.

**Tabela 2** - Dados clínicos.

<b>Parâmetros</b>	<b>Média±dp</b>	<b>[Min-Max]</b>
<b>Avaliação cognitiva</b>		
MEEM	26,7±1,88	23-29
<b>Monitoramento</b>		
Tempo de diagnóstico (anos)	6,58±4,61	1-20
MDS-UPDRS parte III	39,8±10,7	20-56
H&Y	2±0,5	1-3

**Legenda:** Mini Exame do Estado Mental (MEEM); *Movement Disorder Society - Unified Parkinson's disease Rating Scale* (MDS-UPDRS) Hoehn & Yahr (H&Y); desvio padrão (dp); mínimo (Min); máximo (Max).

**Fonte:** Elaboração própria.

As informações antropométricas de idade, massa corporal, estatura, e comprimentos do membro inferior estão descritas em médias, desvio padrão, intervalos mínimos e máximos das respectivas avaliações na tabela 3.

**Tabela 3** - Dados antropométricos.

<b>Parâmetros</b>	<b>Média±dp</b>	<b>[Min-Max]</b>
Idade (anos)	64,9±10,1	43-78
Massa Corporal (kg)	71,9±12,8	53,9-94,6
Estatura (cm)	164±8,4	149-183
Comprimento do membro inferior	98,8±6,3	85-113
Comprimento do membro inferior 90°	70,0±6,6	60-85

**Legenda:** quilograma (kg); centímetros (cm); desvio padrão (dp); mínimo (Min); máximo (Max).

Os parâmetros de desempenho de salto vertical CMJ do tapete de contato e do aplicativo *My Jump 2*<sup>®</sup> estão descritos em médias e desvio padrão na tabela 4. Descrevemos os 3 saltos realizados no tapete de contato, bem como as análises dos dois avaliadores.

**Tabela 4** - Desempenho no teste de salto vertical CMJ, análises do tapete de contato e dos avaliadores por meio do aplicativo *My Jump 2*<sup>®</sup>.

Instrumentos e parâmetros	Média±dp		
	Salto CMJ 1	Salto CMJ 2	Salto CMJ 3
<b>Tapete de contato para saltos</b>			
Altura de salto (cm)	10,8±4,1	11,9±4,2	11,6±4,2
Tempo de voo (ms)	290±61,5	306±58,2	301±61,0
Potência pico (w)	1842±613	1911±586	1889±603
<b>My Jump – Avaliador 1</b>			
Altura de salto (cm)	9,3±4,0	10,4±4,1	10,1±4,3
Tempo de voo (ms)	269±65,4	284±62,7	280±68,0
Potência média (w)	627±240	675±239	664±251
Força (n)	942±184	962±185	956±187
Velocidade (m/s)	0,65±0,15	0,69±0,15	0,68±0,16
<b>My Jump – Avaliador 2</b>			
Altura de salto (cm)	9,3±3,9	10,7±4,1	10,6±4,2
Tempo de voo (ms)	274±62,7	289±60,8	287±63,9
Potência média (w)	644±232	696±236	692±248
Força (n)	953±186	974±183	971±186
Velocidade (m/s)	0,67±0,15	0,70±0,15	0,70±0,15

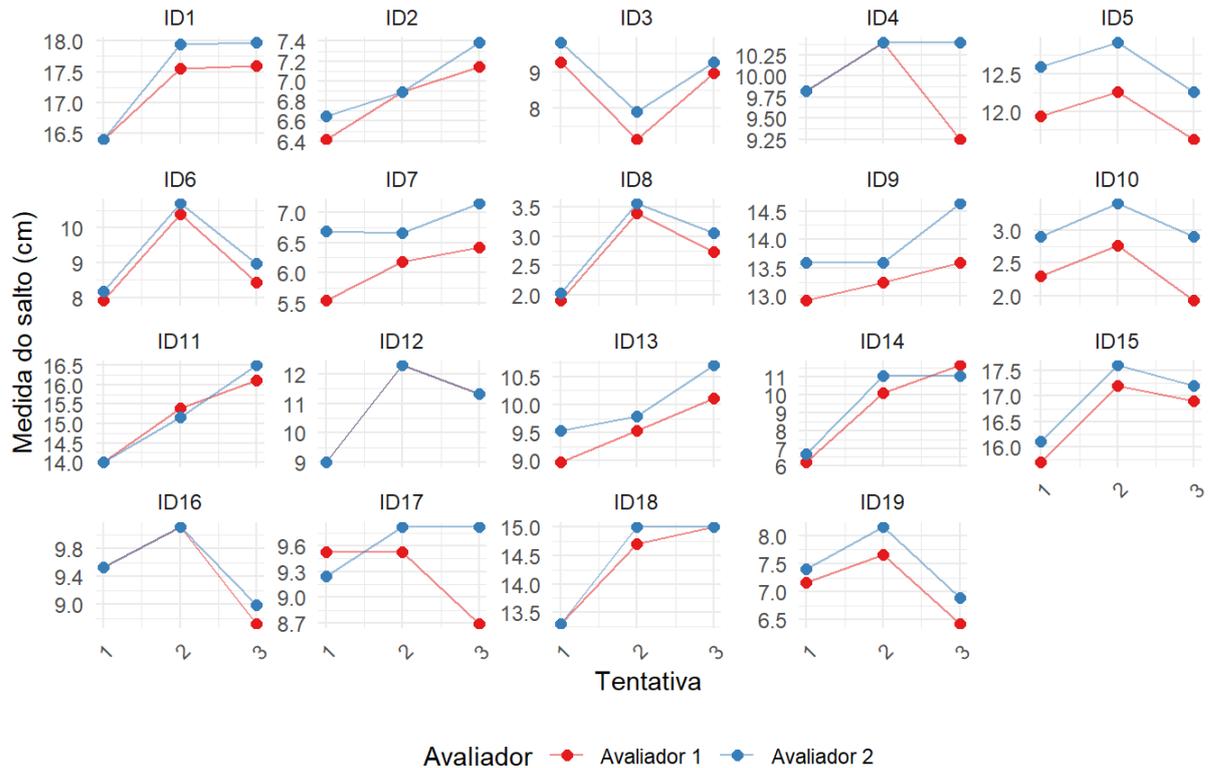
**Legenda:** desvio padrão (dp); centímetros (cm); milissegundo (ms); watts (w); Newton (n); metros/segundo (m/s).

**Fonte:** Elaboração própria.

Na figura 3 visualizamos a consistência entre as avaliações dos avaliadores 1 e 2 no aplicativo *My Jump 2*<sup>®</sup>. Embora existam pequenas divergências em casos específicos, como

nos participantes ID4 e ID17, a maioria das medições mantém um padrão de concordância satisfatório.

**Figura 3** - Avaliações de consistência entre as análises dos avaliadores.



**Legenda:** linha vermelha (avaliador 1); linha azul (avaliador 2); centímetros (cm); identificação dos voluntários (ID).

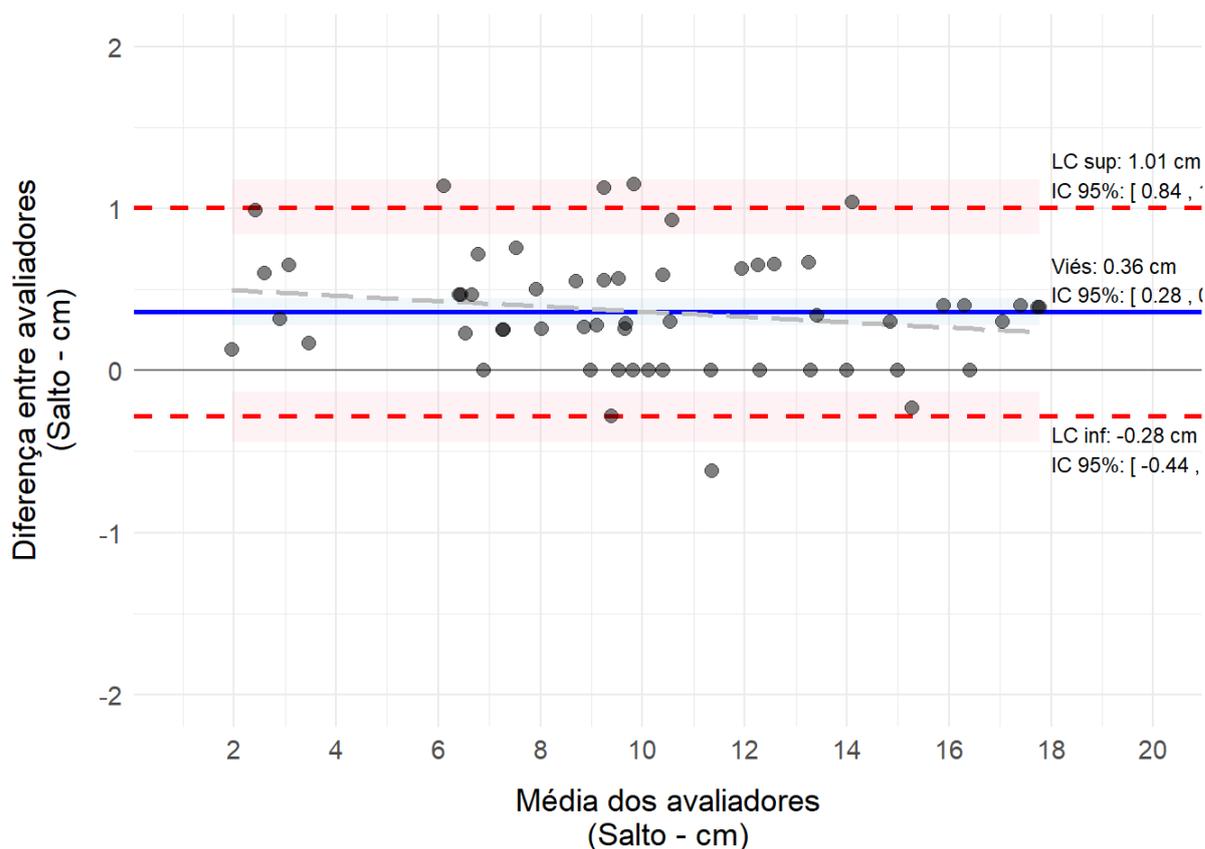
**Fonte:** Elaboração própria.

Calculamos o Coeficiente de Correlação Intraclassa (ICC) para avaliar a consistência das medições entre dois avaliadores, o ICC estimado foi de  $R=0,952$ . Os intervalos de confiança de 95% foram de: 0.903 - 0.981, estimados pela técnica de *Bootstrap*, utilizando o método *Bias-Corrected and Accelerated*.

O gráfico de *Bland-Altman* visualizado na figura 4 apresenta a concordância entre os avaliadores. Estimamos o viés (média das diferenças), e os limites superior e inferior de concordância, com intervalos de confiança calculados a partir dos percentis 2,5% e 97,5% das distribuições de *Bootstrap*. O viés estimado foi de 0,36 cm, os limites de concordância foram estimados em: inferior: -0,281 cm (IC 95%: -0,444 a -0,132 cm); superior: 1,008 cm (IC 95%: 0,841 a 1,179 cm). A análise gráfica demonstra que a maioria das medições está dentro desses limites, isso indica que as avaliações possuem boa consistência. Porém, uma leve diferença

pode ser observada entre os avaliadores, mas o gráfico não mostra indícios de viés sistemático, o que reforça a confiabilidade das medições.

**Figura 4:** *Bland-Altman* da concordância entre os avaliadores.



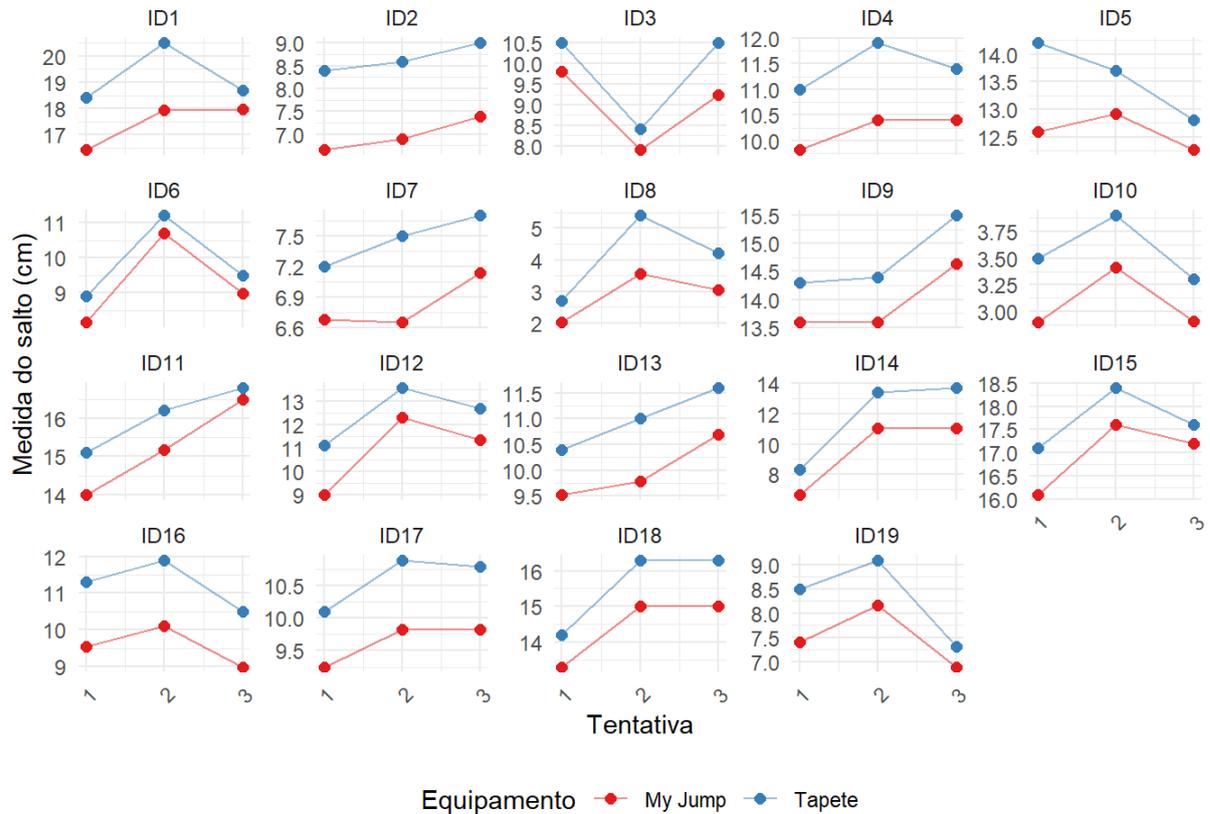
**Legenda:** centímetros (cm); linha azul central indica o viés (0,36 cm); linhas vermelhas tracejadas representam os limites de concordância (-0,28 cm inferior e 1,0 cm superior).

**Fonte:** Elaboração própria.

Repetimos as análises de concordância entre os instrumentos, para isso a média entre os avaliadores foi realizada para as primeiras análises, também realizamos análises de concordância de forma individual dos avaliadores e o tapete de contato. Todas as análises estão disponíveis no anexo 5.

Na figura 5 observamos um padrão de consistência em que as medições do app *My Jump 2*<sup>®</sup> são menores que as do tapete de contato. No entanto, essa diferença sistemática se mantém relativamente estável ao longo das tentativas para todos os participantes, isso sugere uma boa reprodutibilidade entre os instrumentos.

**Figura 5 - Avaliações de consistência entre os instrumentos**



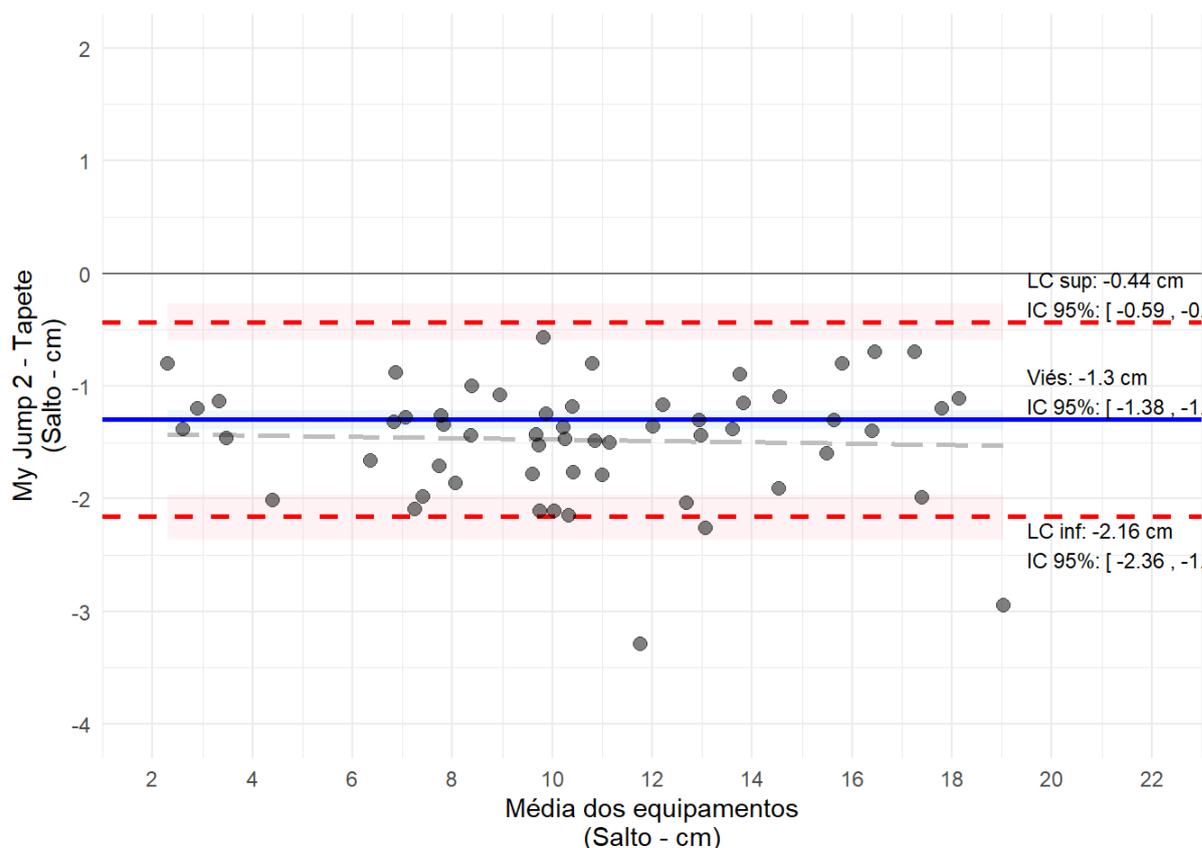
**Legenda:** linha vermelha (*My Jump 2®*); linha azul (Tapete de Contato); centímetros (cm); identificação dos voluntários (ID).

**Fonte:** Elaboração própria.

O ICC estimado entre os instrumentos foi de  $R = 0,948$ . Os intervalos de confiança de 95% foram de: 0.896 - 0.978, estimados pela técnica de *Bootstrap*, utilizando o método *Bias-Corrected and Accelerated*.

A concordância entre os instrumentos é visualizada na figura 6: gráfico de *Bland-Altman*. O viés estimado foi de -1,296 cm, os limites de concordância foram estimados em: inferior: -2,157 cm (IC 95%: -2,361 a -1,969 cm), sugerindo que a diferença entre as medições dos equipamentos pode variar até cerca de 2,2 cm a menos; superior: -0,436 cm (IC 95%: -0,594 a -0,265 cm), indicando que a diferença entre as medições dos equipamentos pode ser de até 0,4 cm a menos.

**Figura 6** - Bland-Altman da concordância entre os instrumentos.



**Legenda:** centímetros (cm); linha azul central indica o viés (-1,3 cm); linhas vermelhas tracejadas representam os limites de concordância (-2,16 cm inferior e -0,44 cm superior).

**Fonte:** Elaboração própria.

## 8. DISCUSSÃO

O objetivo da pesquisa foi avaliar a reprodutibilidade e concordância das medições de desempenho de saltos verticais *countermovement jump* por diferentes avaliadores (intra-avaliadores) e instrumentos (inter-instrumentos, tapete de contato para saltos e o aplicativo *My Jump 2*<sup>®</sup>) em pessoas com Parkinson. A reprodutibilidade dos saltos é confirmada com as fortes correlações de ICC e consistência entre avaliadores e instrumentos, os limites de concordância do *Bootstrap*, visualizados nos gráficos de *Bland-Altman* confirmam a hipótese de que as avaliações do aplicativo *My Jump 2*<sup>®</sup> apresentaram boa precisão, confiabilidade, relação e concordância intra-avaliadores e inter-instrumentos. Até o presente momento, não encontramos estudos na literatura que investigaram a reprodutibilidade e concordância do tapete de contato para saltos e o aplicativo *My Jump 2*<sup>®</sup>, bem como a avaliação da potência de membros inferiores por meio de saltos verticais CMJ em PcP.

Os nossos resultados estão de acordo com a literatura (Balsalobre-Fernández; Glaister; Lockey, 2015; Gallardo-Fuentes *et al.*, 2016; Cruvinel-Cabral *et al.*, 2018; Coswig *et al.*, 2019; Medeiros *et al.*, 2024), com valores de ICC= 0,952 entre avaliadores e ICC= 0,948 entre instrumentos, o que indica uma correlação muito forte intra-avaliadores e inter-instrumentos (Schober; Boer; Schwarte, 2018). Além disso, em ambas as análises os limites do intervalo de confiança estão próximos, o que reforça a confiabilidade do ICC, e que há pouca variação nas estimativas. Os gráficos de *Bland-Altman* indicam concordâncias entre avaliadores e instrumentos, embora haja uma pequena diferença entre os equipamentos, eles produzem medições altamente consistentes.

Também é importante destacar os limites de viés, entre os avaliadores os limites foram de 0,36 cm, e entre equipamentos -1,3 cm. Ainda sobre os nossos resultados, são observados na figura 3, e na tabela 4 a reprodutibilidade dos saltos e a consistência dos avaliadores na identificação “*take-off*” e “*landing*” na interface do aplicativo. Mesmo considerando os aspectos clínicos da doença, obtivemos avaliações excelentes e semelhantes com o tapete de contato. Embora haja estudos semelhantes, como a população idosa que avaliaram a confiabilidade e concordância do app (Cruvinel-Cabral *et al.*, 2018). Os aspectos clínicos, o somatório dos sintomas motores da doença, e ativação neuromuscular diferem essas populações (Zanardi *et al.*, 2019). Contudo, o nosso estudo também demonstra a aplicabilidade do app *My Jump 2*<sup>®</sup> em PcP.

Um ponto importante para destacarmos é a diferença entre as médias dos avaliadores e instrumentos do nosso estudo. Entre os avaliadores, o viés médio foi de 0,36 cm, isso indica uma pequena diferença sistemática entre os avaliadores. O viés médio entre instrumentos foi de -1,44 cm, desse modo o *My Jump 2*<sup>®</sup> tende a medir 1,4 cm a menos em comparação ao tapete de contato em PcP. Ressaltamos que os avaliadores são experientes com as coletas de saltos verticais CMJ e no manuseio do aplicativo. Em estudos anteriores, a avaliação do salto vertical CMJ pelo *My Jump 2*<sup>®</sup> superestimou as medidas do tapete de contato, com vieses próximos de 0,4 a 0,6 cm (Cruvinel-Cabral *et al.*, 2018; Coswig *et al.*, 2019). Podemos justificar essas diferenças no nosso estudo, com os diferentes sintomas motores da DP, as PcP apresentam rigidez muscular, bradicinesia, disfunções posturais e na marcha que influenciam o desempenho funcional (Casal *et al.*, 2021).

A avaliação pelo aplicativo é realizada de forma manual e subjetiva, o avaliador precisa identificar os *frames* de “*take-off*” e “*landing*” para processamento dos dados, em alguns casos esse processo pode demorar (Balsalobre-Fernández; Glaister; Lockey, 2015; Gallardo-Fuentes *et al.*, 2016; Cruvinel-Cabral *et al.*, 2018). Todos os participantes passaram por familiarização

e aquecimento antes das avaliações de saltos verticais CMJ. Como métodos da avaliação do salto vertical CMJ e até para facilitar a identificação dos *frames*, os participantes são orientados a manter os pés em flexão plantar (Balsalobre-Fernández; Glaister; Lockey, 2015; Bishop *et al.*, 2021). No entanto, as condições clínicas de estadiamento da doença, ajustes posturais e principalmente a rigidez muscular, a qual reduz a amplitude articular pode ter interferido na identificação dos *frames* “*take-off*” e “*landing*” pelos avaliadores.

A avaliação dos membros inferiores por meio do salto vertical CMJ é amplamente utilizada em diversas faixas etárias, sendo considerada um método simples para descrever a potência muscular, o menor desempenho em populações mais velhas é esperado (Izquierdo *et al.*, 1999; Boullosa *et al.*, 2018). O declínio fisiológico, ligado ao processo de envelhecimento influenciam no desempenho de força e potência muscular (Alcazar *et al.*, 2018). Em PcP esses declínios neuromusculares são mais acentuados, e agravados com a progressão da doença (Hammond *et al.*, 2017; Zanardi *et al.*, 2019).

O desempenho dos nossos participantes foi melhor que o desempenho de idosos, de acordo com o estudo anterior de Cruvinel-Cabral *et al.*, 2018. É importante mencionar que a maior parte dos voluntários do nosso estudo são ativos fisicamente, isso pode justificar o melhor desempenho. Em contraste, a característica clínica da DP pode influenciar o desempenho funcional, por serem ativos fisicamente, valores maiores de desempenho na potência vertical poderiam ser observados. Porém, o sistema neuromuscular de PcP apresentam menor recrutamento, conseqüentemente há aumento no torque, e redução da velocidade de contrações rápidas (Hammond *et al.*, 2017; Monte *et al.*, 2023).

Como pontos fortes do nosso estudo, a descrição dos parâmetros de desempenho (altura de salto) e biomecânicos (potência vertical, tempo de voo, força e velocidade) podem ser úteis em estratégias de reabilitação para PcP. Considerando a manutenção e melhora desses parâmetros, intervenções locomotoras, multimodais e de treinamentos resistidos apresentam bons resultados, que incluem melhoras significativas nos sintomas da doença, qualidade de vida e independência funcional (Alberts *et al.*, 2011; Uhrbrand *et al.*, 2015; Ni *et al.*, 2016; Gamborg *et al.*, 2022). A potência e força muscular de membros inferiores são relacionadas a funcionalidade de PcP, e componentes essenciais para iniciação de movimentos verticais e horizontais (Magnan; McFadyen; St-Vincent, 1996; Aberg; Frykberg; Halvorsen, 2010; Wang *et al.*, 2020; Gamborg *et al.*, 2023). É importante mencionar que não houve relatos de desconforto osteomuscular, vertigens e quedas durante e após as avaliações da nossa pesquisa.

A avaliação da potência de membros inferiores pelo salto vertical CMJ é um método prático e de baixo custo que também pode ser aplicado em PcP, a sua utilização clínica pode

auxiliar o monitoramento de componentes físicos e funcionais por profissionais da saúde, afins de estratégias de reabilitação adequadas para essa população. Além disso, a utilização tecnológica do app *My Jump 2*<sup>®</sup> para as avaliações de salto vertical CMJ em PcP é uma estratégia de baixo custo, prática, com pouca logística e com parâmetros de avaliação similares ao do tapete de contato. Nesse sentido, o app *My Jump 2*<sup>®</sup> é uma excelente alternativa para o monitoramento e avaliação da potência de membros inferiores em PcP.

O nosso estudo apresenta algumas limitações, embora os nossos resultados apresentem concordância e uma forte correlação intra-avaliadores e inter-instrumentos, estudos anteriores apresentam valores de correlação próximos de excelente (Balsalobre-Fernández; Glaister; Lockey, 2015; Gallardo-Fuentes *et al.*, 2016; Cruvinel-Cabral *et al.*, 2018; Coswig *et al.*, 2019; Medeiros *et al.*, 2024). Em comparação com os limites de vieses entre os instrumentos, estudos anteriores apresentam limites menores (Balsalobre-Fernández; Glaister; Lockey, 2015; Gallardo-Fuentes *et al.*, 2016; Cruvinel-Cabral *et al.*, 2018; Coswig *et al.*, 2019; Medeiros *et al.*, 2024). Outro ponto a destacar é a representação da nossa amostra, a maior parte dos voluntários eram homens, destacamos também os limites de idade (43 – 78 anos), o que limita a interpretação do desempenho na avaliação neuromuscular de saltos verticais CMJ. Além disso, os parâmetros clínicos, como sintomas motores de congelamento e rigidez muscular podem ter interferido nas análises subjetivas dos avaliadores, informamos que não realizamos avaliações de congelamento da marcha. Os avaliadores (V.B.S) e (H.E.M.S) relatam maiores tempos de análises e dificuldades de identificação nas fases “*take-off*” e “*landing*” no aplicativo *My Jump 2*<sup>®</sup> em participantes que realizaram saltos de baixo desempenho ou de menor grau de amplitude de flexão plantar.

Como considerações para estudos futuros, sugerimos abordar a distribuição da heterogeneidade entre os sexos e menores intervalos de idade entre os participantes. Recomendamos também um maior detalhamento na avaliação dos sintomas motores e suas possíveis interações com o desempenho em saltos verticais CMJ. Outro aspecto relevante para próximas investigações é a relação entre o estadiamento da doença, os aspectos motores e não motores, e o desempenho nos saltos verticais. Além disso, incluir análises do grau de amplitude da rigidez muscular na articulação do tornozelo pode oferecer insights importantes para a interpretação do desempenho neuromuscular, contribuindo para maior precisão nas avaliações subjetivas realizadas pelo aplicativo *My Jump 2*<sup>®</sup> em PcP. Essas sugestões podem ajudar a reduzir vieses e aprimorar a concordância entre diferentes instrumentos de avaliação na avaliação de saltos verticais CMJ em pessoas com Parkinson.

## 9. CONCLUSÃO

Em conclusão, o presente estudo apresentou reprodutibilidade e concordância entre as medições dos saltos verticais *countermovement jump* no tapete de contato e nas avaliações dos avaliadores no aplicativo *My Jump 2*<sup>®</sup> em pessoas com Parkinson. Além disso, as nossas análises intra-avaliadores e inter-instrumentos apresentaram, vieses mínimos, correlações muito fortes, limites do intervalo de confiança e concordância próximos. Portanto, o aplicativo *My Jump 2*<sup>®</sup> pode ser uma alternativa de baixo custo e praticidade clínica na avaliação da potência de membros inferiores de pessoas com Parkinson.

## REFERÊNCIAS

- ABERG, A. C.; FRYKBERG, G. E.; HALVORSEN, K. Medio-lateral stability of sit-to-walk performance in older individuals with and without fear of falling. **Gait & Posture**, [s. l.], v. 31, n. 4b, p. 438–443, 2010.
- ALBANI, G. *et al.* Differences in the EMG pattern of leg muscle activation during locomotion in Parkinson's disease. **Functional Neurology**, [s. l.], v. 18, n. 3, p. 165–170, 2003.
- ALBERTS, J. L. *et al.* It is not about the bike, it is about the pedaling: forced exercise and Parkinson's disease. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, [s. l.], v. 39, n. 4, p. 177–186, 2011.
- ALBIN, R. L. *et al.* Cholinergic systems, attentional-motor integration, and cognitive control in Parkinson's disease. **Progress in Brain Research**, [s. l.], v. 269, n. 1, p. 345–371, 2022.
- ALCAZAR, J. *et al.* Skeletal Muscle Power Measurement in Older People: A Systematic Review of Testing Protocols and Adverse Events. **The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences**, [s. l.], v. 73, n. 7, p. 914–924, 2018.
- ALEGRE-AYALA, J. *et al.* The impact of Parkinson's disease severity on performance of activities of daily living: an observational study. **Revista De Neurologia**, [s. l.], v. 76, n. 8, p. 249–255, 2023.
- ALLEN, N. E. *et al.* Bradykinesia, muscle weakness and reduced muscle power in Parkinson's disease. **Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society**, [s. l.], v. 24, n. 9, p. 1344–1351, 2009.
- ALLEN, N. E. *et al.* Reduced muscle power is associated with slower walking velocity and falls in people with Parkinson's disease. **Parkinsonism & Related Disorders**, [s. l.], v. 16, n. 4, p. 261–264, 2010.
- AMALRIC, M. *et al.* Where Dopaminergic and Cholinergic Systems Interact: A Gateway for Tuning Neurodegenerative Disorders. **Frontiers in Behavioral Neuroscience**, [s. l.], v. 15, p. 661973, 2021.
- ARMSTRONG, M. J.; OKUN, M. S. Diagnosis and Treatment of Parkinson Disease: A Review. **JAMA**, [s. l.], v. 323, n. 6, p. 548–560, 2020.
- AZEVEDO, A. B. C. de *et al.* Validity and Reliability of a Mobile App to Measure Vertical Jumps in Older Women. **Revista Portuguesa de Ciências e Saúde**, [s. l.], v. 4, n. 01, p. 36–52, 2023.
- BALESTRINO, R.; SCHAPIRA, A. H. V. Parkinson disease. **European Journal of Neurology**, [s. l.], v. 27, n. 1, p. 27–42, 2020.

- BALSALOBRE-FERNÁNDEZ, C.; GLAISTER, M.; LOCKEY, R. A. The validity and reliability of an iPhone app for measuring vertical jump performance. **Journal of Sports Sciences**, [s. l.], v. 33, n. 15, p. 1574–1579, 2015.
- BARKER, L. A.; HARRY, J. R.; MERCER, J. A. Relationships Between Countermovement Jump Ground Reaction Forces and Jump Height, Reactive Strength Index, and Jump Time. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [s. l.], v. 32, n. 1, p. 248–254, 2018.
- BARONE, P. *et al.* Pisa syndrome in Parkinson's disease and parkinsonism: clinical features, pathophysiology, and treatment. **The Lancet. Neurology**, [s. l.], v. 15, n. 10, p. 1063–1074, 2016.
- BEN-SHLOMO, Y. *et al.* The epidemiology of Parkinson's disease. **Lancet (London, England)**, [s. l.], v. 403, n. 10423, p. 283–292, 2024.
- BERG, D. *et al.* MDS research criteria for prodromal Parkinson's disease. **Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society**, [s. l.], v. 30, n. 12, p. 1600–1611, 2015.
- BHAVNANI, S. P.; NARULA, J.; SENGUPTA, P. P. Mobile technology and the digitization of healthcare. **European Heart Journal**, [s. l.], v. 37, n. 18, p. 1428–1438, 2016.
- BISHOP, C. *et al.* A Framework to Guide Practitioners for Selecting Metrics During the Countermovement and Drop Jump Tests. **STRENGTH AND CONDITIONING JOURNAL**, [s. l.], v. Publish Ahead of Print, 2021.
- BISHOP, C. *et al.* Validity and Reliability of Strategy Metrics to Assess Countermovement Jump Performance using the Newly Developed My Jump Lab Smartphone Application. **Journal of Human Kinetics**, [s. l.], v. 83, p. 185–195, 2022.
- BORGES DO NASCIMENTO, I. J. *et al.* The global effect of digital health technologies on health workers' competencies and health workplace: an umbrella review of systematic reviews and lexical-based and sentence-based meta-analysis. **The Lancet. Digital Health**, [s. l.], v. 5, n. 8, p. e534–e544, 2023.
- BOSCO, C.; LUHTANEN, P.; KOMI, P. V. A simple method for measurement of mechanical power in jumping. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, [s. l.], v. 50, n. 2, p. 273–282, 1983.
- BOULLOSA, D. *et al.* The influence of training background on different rate of force development calculations during countermovement jump. **Kinesiology**, [s. l.], v. 50., n. Supplement 1., p. 90–95, 2018.

- BROWN, P.; CORCOS, D. M.; ROTHWELL, J. C. Does parkinsonian action tremor contribute to muscle weakness in Parkinson's disease? **Brain: A Journal of Neurology**, [s. l.], v. 120 ( Pt 3), p. 401–408, 1997.
- BUCKTHORPE, M.; MORRIS, J.; FOLLAND, J. P. Validity of vertical jump measurement devices. **Journal of Sports Sciences**, [s. l.], v. 30, n. 1, p. 63–69, 2012.
- BUGALHO, P. *et al.* Psychiatric symptoms screening in the early stages of Parkinson's disease. **Journal of Neurology**, [s. l.], v. 259, n. 1, p. 124–131, 2012.
- CALABRESI, P. *et al.* Direct and indirect pathways of basal ganglia: a critical reappraisal. **Nature Neuroscience**, [s. l.], v. 17, n. 8, p. 1022–1030, 2014.
- CALABRESI, P.; STANDAERT, D. G. Dystonia and levodopa-induced dyskinesias in Parkinson's disease: Is there a connection? **Neurobiology of Disease**, [s. l.], v. 132, p. 104579, 2019.
- CAMPANELLI, F. *et al.* Striatal glutamatergic hyperactivity in Parkinson's disease. **Neurobiology of Disease**, [s. l.], v. 168, p. 105697, 2022.
- CASAL, M. Z. *et al.* Postural Adjustments and Biomechanics During Gait Initiation and Obstacle Negotiation: A Comparison Between Akinetic-Rigid and Hyperkinetic Parkinson's Disease. **Frontiers in Physiology**, [s. l.], v. 12, p. 723628, 2021.
- CATTANEO, C.; JOST, W. H. Pain in Parkinson's Disease: Pathophysiology, Classification and Treatment. **Journal of Integrative Neuroscience**, [s. l.], v. 22, n. 5, p. 132, 2023.
- CHEN, Z.; LI, G.; LIU, J. Autonomic dysfunction in Parkinson's disease: Implications for pathophysiology, diagnosis, and treatment. **Neurobiology of Disease**, [s. l.], v. 134, p. 104700, 2020.
- CHO, C. *et al.* Frequency-velocity mismatch: a fundamental abnormality in parkinsonian gait. **Journal of Neurophysiology**, [s. l.], v. 103, n. 3, p. 1478–1489, 2010.
- CLAUDINO, J. G. *et al.* The countermovement jump to monitor neuromuscular status: A meta-analysis. **Journal of Science and Medicine in Sport**, [s. l.], v. 20, n. 4, p. 397–402, 2017.
- CLEMENTE-SUÁREZ, V. J. *et al.* Mitochondria and Brain Disease: A Comprehensive Review of Pathological Mechanisms and Therapeutic Opportunities. **Biomedicines**, [s. l.], v. 11, n. 9, p. 2488, 2023.
- COSWIG, V. *et al.* Assessing the Validity of the MyJump2 App for Measuring Different Jumps in Professional Cerebral Palsy Football Players: An Experimental Study. **JMIR mHealth and uHealth**, [s. l.], v. 7, n. 1, p. e11099, 2019.
- CRUVINEL-CABRAL, R. M. *et al.* The validity and reliability of the “My Jump App” for measuring jump height of the elderly. **PeerJ**, [s. l.], v. 6, p. e5804, 2018.

- CUSCHIERI, S. The STROBE guidelines. **Saudi Journal of Anaesthesia**, [s. l.], v. 13, n. Suppl 1, p. S31–S34, 2019.
- DE NATALE, E. R.; WILSON, H.; POLITIS, M. Serotonergic imaging in Parkinson's disease. **Progress in Brain Research**, [s. l.], v. 261, p. 303–338, 2021.
- DIPAOLA, M. *et al.* Mechanical Energy Recovery during Walking in Patients with Parkinson Disease. **PLoS One**, [s. l.], v. 11, n. 6, p. e0156420, 2016.
- DORSEY, E. R. *et al.* The Emerging Evidence of the Parkinson Pandemic. **Journal of Parkinson's Disease**, [s. l.], v. 8, n. s1, p. S3–S8, 2018.
- DORSEY, E. R.; BLOEM, B. R. The Parkinson Pandemic-A Call to Action. **JAMA neurology**, [s. l.], v. 75, n. 1, p. 9–10, 2018.
- EGGERS, C. *et al.* Akinetic-rigid and tremor-dominant Parkinson's disease patients show different patterns of FP-CIT single photon emission computed tomography. **Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society**, [s. l.], v. 26, n. 3, p. 416–423, 2011.
- FARIAS, D. L. *et al.* Reliability of vertical jump performance evaluated with contact mat in elderly women. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, [s. l.], v. 33, n. 4, p. 288–292, 2013.
- FERESHTEHNEJAD, S.-M. *et al.* Evolution of prodromal Parkinson's disease and dementia with Lewy bodies: a prospective study. **Brain: A Journal of Neurology**, [s. l.], v. 142, n. 7, p. 2051–2067, 2019.
- FOLSTEIN, M. F.; FOLSTEIN, S. E.; MCHUGH, P. R. "Mini-mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **Journal of Psychiatric Research**, [s. l.], v. 12, n. 3, p. 189–198, 1975.
- FREI, K.; TRUONG, D. D. Hallucinations and the spectrum of psychosis in Parkinson's disease. **Journal of the Neurological Sciences**, [s. l.], v. 374, p. 56–62, 2017.
- GALLARDO-FUENTES, F. *et al.* Intersession and Intrasession Reliability and Validity of the My Jump App for Measuring Different Jump Actions in Trained Male and Female Athletes. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [s. l.], v. 30, n. 7, p. 2049–2056, 2016.
- GAMBORG, M. *et al.* Muscle Strength and Power in People With Parkinson Disease: A Systematic Review and Meta-analysis. **Journal of neurologic physical therapy: JNPT**, [s. l.], v. 47, n. 1, p. 3–15, 2023.
- GAMBORG, M. *et al.* Parkinson's disease and intensive exercise therapy - An updated systematic review and meta-analysis. **Acta Neurologica Scandinavica**, [s. l.], v. 145, n. 5, p. 504–528, 2022.

GBD 2015 NEUROLOGICAL DISORDERS COLLABORATOR GROUP. Global, regional, and national burden of neurological disorders during 1990-2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. **The Lancet. Neurology**, [s. l.], v. 16, n. 11, p. 877–897, 2017.

GENÇOĞLU, C. *et al.* Validity and reliability of “My Jump app” to assess vertical jump performance: a meta-analytic review. **Scientific Reports**, [s. l.], v. 13, n. 1, p. 20137, 2023.

GHANI, H. A. *et al.* Lower Limb Muscle Fatigue Alters Spatiotemporal Gait Parameters and Turning Difficulty Characteristics in Parkinson’s Disease. **Annals of Rehabilitation Medicine**, [s. l.], v. 47, n. 4, p. 282–290, 2023.

GLATTHORN, J. F. *et al.* Validity and reliability of Optojump photoelectric cells for estimating vertical jump height. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [s. l.], v. 25, n. 2, p. 556–560, 2011.

GOETZ, C. G. *et al.* Movement Disorder Society Task Force report on the Hoehn and Yahr staging scale: status and recommendations. **Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society**, [s. l.], v. 19, n. 9, p. 1020–1028, 2004.

GOETZ, C. G. *et al.* Movement Disorder Society-sponsored revision of the Unified Parkinson’s Disease Rating Scale (MDS-UPDRS): scale presentation and clinimetric testing results. **Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society**, [s. l.], v. 23, n. 15, p. 2129–2170, 2008.

GOLDMAN, J. G.; SIEG, E. Cognitive Impairment and Dementia in Parkinson Disease. **Clinics in Geriatric Medicine**, [s. l.], v. 36, n. 2, p. 365–377, 2020.

HÄKKINEN, K.; KOMI, P. V.; KAUKANEN, H. Electromyographic and force production characteristics of leg extensor muscles of elite weight lifters during isometric, concentric, and various stretch-shortening cycle exercises. **International Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 7, n. 3, p. 144–151, 1986.

HAMMOND, K. G. *et al.* Neuromuscular rate of force development deficit in Parkinson disease. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, [s. l.], v. 45, p. 14–18, 2017.

HOEHN, M. M.; YAHR, M. D. Parkinsonism: onset, progression and mortality. **Neurology**, [s. l.], v. 17, n. 5, p. 427–442, 1967.

HUANG, Y.-Z. *et al.* Fatigue and Muscle Strength Involving Walking Speed in Parkinson’s Disease: Insights for Developing Rehabilitation Strategy for PD. **Neural Plasticity**, [s. l.], v. 2017, p. 1941980, 2017.

- IZQUIERDO, M. *et al.* Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, [s. l.], v. 79, n. 3, p. 260–267, 1999.
- JAGADEESAN, A. J. *et al.* Current trends in etiology, prognosis and therapeutic aspects of Parkinson's disease: a review. **Acta Bio-Medica: Atenei Parmensis**, [s. l.], v. 88, n. 3, p. 249–262, 2017.
- JANKOVIC, J. Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, [s. l.], v. 79, n. 4, p. 368–376, 2008.
- JANKOVIC, J.; TAN, E. K. Parkinson's disease: etiopathogenesis and treatment. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, [s. l.], v. 91, n. 8, p. 795–808, 2020.
- JING, X.-Z. *et al.* An Update on Nondopaminergic Treatments for Motor and Non-motor Symptoms of Parkinson's Disease. **Current Neuropharmacology**, [s. l.], v. 21, n. 8, p. 1806–1826, 2023.
- JOZA, S. *et al.* Progression of clinical markers in prodromal Parkinson's disease and dementia with Lewy bodies: a multicentre study. **Brain: A Journal of Neurology**, [s. l.], v. 146, n. 8, p. 3258–3272, 2023.
- KALIA, L. V.; LANG, A. E. Parkinson's disease. **Lancet (London, England)**, [s. l.], v. 386, n. 9996, p. 896–912, 2015.
- KWON, Y. N.; YOON, S. S. Sarcopenia: Neurological Point of View. **Journal of Bone Metabolism**, [s. l.], v. 24, n. 2, p. 83–89, 2017.
- LATIF, S. *et al.* Dopamine in Parkinson's disease. **Clinica Chimica Acta; International Journal of Clinical Chemistry**, [s. l.], v. 522, p. 114–126, 2021.
- MACALUSO, A.; DE VITO, G. Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. **European Journal of Applied Physiology**, [s. l.], v. 91, n. 4, p. 450–472, 2004.
- MAGNAN, A.; MCFADYEN, B. J.; ST-VINCENT, G. Modification of the sit-to-stand task with the addition of gait initiation. **Gait & Posture**, [s. l.], v. 4, n. 3, p. 232–241, 1996.
- MARIN, C. *et al.* Olfactory Dysfunction in Neurodegenerative Diseases. **Current Allergy and Asthma Reports**, [s. l.], v. 18, n. 8, p. 42, 2018.
- MARKOVIC, G. *et al.* Reliability and factorial validity of squat and countermovement jump tests. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [s. l.], v. 18, n. 3, p. 551–555, 2004.
- MARSILI, L.; RIZZO, G.; COLOSIMO, C. Diagnostic Criteria for Parkinson's Disease: From James Parkinson to the Concept of Prodromal Disease. **Frontiers in Neurology**, [s. l.], v. 9, p. 156, 2018.

- MEDEIROS, A. I. A. *et al.* Validity and reliability of My Jump 2® app to measure the vertical jump on elite women beach volleyball players. **PeerJ**, [s. l.], v. 12, p. e17387, 2024.
- MEDIJAINEN, K. *et al.* Structured guideline-based physiotherapy reduces difficulties in activities of daily living in Parkinson's disease. **NeuroRehabilitation**, [s. l.], v. 50, n. 1, p. 47–56, 2022.
- MEHRA, S.; SAHAY, S.; MAJI, S. K.  $\alpha$ -Synuclein misfolding and aggregation: Implications in Parkinson's disease pathogenesis. **Biochimica Et Biophysica Acta. Proteins and Proteomics**, [s. l.], v. 1867, n. 10, p. 890–908, 2019.
- MELO, D. M. de; BARBOSA, A. J. G. O uso do Mini-Exame do Estado Mental em pesquisas com idosos no Brasil: uma revisão sistemática. **Ciência & Saúde Coletiva**, [s. l.], v. 20, p. 3865–3876, 2015.
- MERO, A.; KOMI, P. V.; GREGOR, R. J. Biomechanics of sprint running. A review. **Sports Medicine (Auckland, N.Z.)**, [s. l.], v. 13, n. 6, p. 376–392, 1992.
- MIRELMAN, A. *et al.* Gait impairments in Parkinson's disease. **The Lancet. Neurology**, [s. l.], v. 18, n. 7, p. 697–708, 2019.
- MODESTINO, E. J. *et al.* Hoehn and Yahr staging of Parkinson's disease in relation to neuropsychological measures. **Frontiers in Bioscience (Landmark Edition)**, [s. l.], v. 23, n. 7, p. 1370–1379, 2018.
- MONTE, A. *et al.* Muscle shape changes in Parkinson's disease impair function during rapid contractions. **Acta Physiologica (Oxford, England)**, [s. l.], v. 238, n. 1, p. e13957, 2023.
- MONTEIRO, E. P. *et al.* Aspectos biomecânicos da locomoção de pessoas com doença de Parkinson: revisão narrativa. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, [s. l.], v. 39, p. 450–457, 2017.
- MOORE, O.; PERETZ, C.; GILADI, N. Freezing of gait affects quality of life of peoples with Parkinson's disease beyond its relationships with mobility and gait. **Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society**, [s. l.], v. 22, n. 15, p. 2192–2195, 2007.
- MORIN, J.-B. *et al.* Mechanical determinants of 100-m sprint running performance. **European Journal of Applied Physiology**, [s. l.], v. 112, n. 11, p. 3921–3930, 2012.
- MORIN, J.-B.; EDOUARD, P.; SAMOZINO, P. Technical ability of force application as a determinant factor of sprint performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, [s. l.], v. 43, n. 9, p. 1680–1688, 2011.
- MORIN, J.-B.; SAMOZINO, P. Interpreting Power-Force-Velocity Profiles for Individualized and Specific Training. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, [s. l.], v. 11, n. 2, p. 267–272, 2016.

- MORRIS, M. *et al.* Three-dimensional gait biomechanics in Parkinson's disease: evidence for a centrally mediated amplitude regulation disorder. **Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society**, [s. l.], v. 20, n. 1, p. 40–50, 2005.
- MURUETA-GOYENA, A. *et al.* Contribution of the GABAergic System to Non-Motor Manifestations in Premotor and Early Stages of Parkinson's Disease. **Frontiers in Pharmacology**, [s. l.], v. 10, p. 1294, 2019.
- NI, M. *et al.* Power training induced change in bradykinesia and muscle power in Parkinson's disease. **Parkinsonism & Related Disorders**, [s. l.], v. 23, p. 37–44, 2016.
- NILSSON, F. M. Mini Mental State Examination (MMSE) - probably one of the most cited papers in health science. **Acta Psychiatrica Scandinavica**, [s. l.], v. 116, n. 2, p. 156–157, 2007.
- PÄÄSUKE, M.; ERELIN, J.; GAPEYEVA, H. Age-related differences in knee extension rate of isometric force development and vertical jumping performance in women. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, [s. l.], v. 43, n. 4, p. 453–458, 2003.
- PAGONABARRAGA, J. *et al.* The role of glutamatergic neurotransmission in the motor and non-motor symptoms in Parkinson's disease: Clinical cases and a review of the literature. **Journal of Clinical Neuroscience: Official Journal of the Neurosurgical Society of Australasia**, [s. l.], v. 90, p. 178–183, 2021.
- PANTOJA, P. D. *et al.* Effect of weighted sled towing on sprinting effectiveness, power and force-velocity relationship. **PloS One**, [s. l.], v. 13, n. 10, p. e0204473, 2018.
- PANTOJA, P. D. *et al.* Sprint Acceleration Mechanics in Masters Athletes. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, [s. l.], v. 48, n. 12, p. 2469–2476, 2016.
- PASSOS-MONTEIRO, E. *et al.* Sprint exercise for subjects with mild-to-moderate Parkinson's disease: Feasibility and biomechanical outputs. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, [s. l.], v. 72, p. 69–76, 2020.
- PEBALL, M. *et al.* Prevalence and Associated Factors of Sarcopenia and Frailty in Parkinson's Disease: A Cross-Sectional Study. **Gerontology**, [s. l.], v. 65, n. 3, p. 216–228, 2019.
- PEÑA-NOGALES, Ó. *et al.* Longitudinal Connectomes as a Candidate Progression Marker for Prodromal Parkinson's Disease. **Frontiers in Neuroscience**, [s. l.], v. 12, p. 967, 2018.
- PETRIGNA, L. *et al.* A Review of Countermovement and Squat Jump Testing Methods in the Context of Public Health Examination in Adolescence: Reliability and Feasibility of Current Testing Procedures. **Frontiers in Physiology**, [s. l.], v. 10, p. 1384, 2019.
- POEWE, W. *et al.* Parkinson disease. **Nature Reviews. Disease Primers**, [s. l.], v. 3, p. 17013, 2017.

- PRANGE, S. *et al.* Age and time course of long-term motor and nonmotor complications in Parkinson disease. **Neurology**, [s. l.], v. 92, n. 2, p. e148–e160, 2019.
- PU, T. *et al.* Lee Silverman Voice Treatment to Improve Speech in Parkinson's Disease: A Systemic Review and Meta-Analysis. **Parkinson's Disease**, [s. l.], v. 2021, p. 3366870, 2021.
- ROMERO-FRANCO, N. *et al.* Sprint performance and mechanical outputs computed with an iPhone app: Comparison with existing reference methods. **European Journal of Sport Science**, [s. l.], v. 17, n. 4, p. 386–392, 2017.
- RUF, L. *et al.* Concurrent validity of countermovement and squat jump height assessed with a contact mat and force platform in professional soccer players. **Frontiers in Sports and Active Living**, [s. l.], v. 6, p. 1437230, 2024.
- SALAFFI, F.; FARAH, S.; DI CARLO, M. Smartphone APPLications in the clinical care and management of Rheumatic Diseases. **Acta Bio-Medica: Atenei Parmensis**, [s. l.], v. 89, n. 1, p. 7–26, 2018.
- SAMOZINO, P. *et al.* A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. **Journal of Biomechanics**, [s. l.], v. 41, n. 14, p. 2940–2945, 2008.
- SAMPAIO, T. B. *et al.* Exploring Parkinson's Disease-Associated Depression: Role of Inflammation on the Noradrenergic and Serotonergic Pathways. **Brain Sciences**, [s. l.], v. 14, n. 1, p. 100, 2024.
- SARGEANT, A. J. Human power output and muscle fatigue. **International Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 15, n. 3, p. 116–121, 1994.
- SAYERS, S. P. *et al.* Cross-validation of three jump power equations. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, [s. l.], v. 31, n. 4, p. 572–577, 1999.
- SCHAPIRA, A. H. V.; CHAUDHURI, K. R.; JENNER, P. Non-motor features of Parkinson disease. **Nature Reviews. Neuroscience**, [s. l.], v. 18, n. 7, p. 435–450, 2017.
- SCHENKMAN, M. L. *et al.* Spinal movement and performance of a standing reach task in participants with and without Parkinson disease. **Physical Therapy**, [s. l.], v. 81, n. 8, p. 1400–1411, 2001.
- SCHILDER, J. C. M. *et al.* The terminology of akinesia, bradykinesia and hypokinesia: Past, present and future. **Parkinsonism & Related Disorders**, [s. l.], v. 37, p. 27–35, 2017.
- SCHOBER, P.; BOER, C.; SCHWARTE, L. A. Correlation Coefficients: Appropriate Use and Interpretation. **Anesthesia and Analgesia**, [s. l.], v. 126, n. 5, p. 1763–1768, 2018.
- SCORZA, A. *et al.* A review on methods and devices for force platforms calibration in medical applications. **Journal of Engineering Science & Technology Review**, [s. l.], v. 11, n. 1, 2018.

Disponível em: <http://www.jestr.org/downloads/Volume11Issue1/fulltext21112018.pdf>. Acesso em: 30 abr. 2024.

SHARMA, M.; BURRÉ, J.  $\alpha$ -Synuclein in synaptic function and dysfunction. **Trends in Neurosciences**, [s. l.], v. 46, n. 2, p. 153–166, 2023.

SHEN, X.; WONG-YU, I. S. K.; MAK, M. K. Y. Effects of Exercise on Falls, Balance, and Gait Ability in Parkinson's Disease: A Meta-analysis. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, [s. l.], v. 30, n. 6, p. 512–527, 2016.

SIMON, D. K.; TANNER, C. M.; BRUNDIN, P. Parkinson Disease Epidemiology, Pathology, Genetics, and Pathophysiology. **Clinics in Geriatric Medicine**, [s. l.], v. 36, n. 1, p. 1–12, 2020.

SMELTERE, L.; KUZNECOVS, V.; ERTS, R. Depression and social phobia in essential tremor and Parkinson's disease. **Brain and Behavior**, [s. l.], v. 7, n. 9, p. e00781, 2017.

SRIVANITCHAPOOM, P.; HALLETT, M. Camptocormia in Parkinson's disease: definition, epidemiology, pathogenesis and treatment modalities. **Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry**, [s. l.], v. 87, n. 1, p. 75–85, 2016.

STANTON, R.; KEAN, C. O.; SCANLAN, A. T. My Jump for vertical jump assessment. **British Journal of Sports Medicine**, [s. l.], v. 49, n. 17, p. 1157–1158, 2015.

STEFANI, A.; HÖGL, B. Sleep in Parkinson's disease. **Neuropsychopharmacology: Official Publication of the American College of Neuropsychopharmacology**, [s. l.], v. 45, n. 1, p. 121–128, 2020.

STREFFER, J. R. *et al.* Prerequisites to launch neuroprotective trials in Parkinson's disease: an industry perspective. **Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society**, [s. l.], v. 27, n. 5, p. 651–655, 2012.

SUTTRUP, I.; WARNECKE, T. Dysphagia in Parkinson's Disease. **Dysphagia**, [s. l.], v. 31, n. 1, p. 24–32, 2016.

TAE, H.-M. *et al.* Exercise Using Isokinetic Strength Training Equipment and Physical Function Improvement. **Physical Therapy Rehabilitation Science**, [s. l.], v. 13, n. 1, p. 8–17, 2024.

TERRACCIANO, A. *et al.* Loneliness and Risk of Parkinson Disease. **JAMA neurology**, [s. l.], v. 80, n. 11, p. 1138–1144, 2023.

THENGANATT, M. A.; JANKOVIC, J. Parkinson disease subtypes. **JAMA neurology**, [s. l.], v. 71, n. 4, p. 499–504, 2014.

TOLOSA, E. *et al.* Challenges in the diagnosis of Parkinson's disease. **The Lancet. Neurology**, [s. l.], v. 20, n. 5, p. 385–397, 2021.

- UHRBRAND, A. *et al.* Parkinson's disease and intensive exercise therapy--a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. **Journal of the Neurological Sciences**, [s. l.], v. 353, n. 1–2, p. 9–19, 2015.
- WANG, D. X. M. *et al.* Muscle mass, strength, and physical performance predicting activities of daily living: a meta-analysis. **Journal of Cachexia, Sarcopenia and Muscle**, [s. l.], v. 11, n. 1, p. 3–25, 2020.
- WEINTRAUB, D. *et al.* The neuropsychiatry of Parkinson's disease: advances and challenges. **The Lancet. Neurology**, [s. l.], v. 21, n. 1, p. 89–102, 2022.
- WILD, L. B. *et al.* Characterization of cognitive and motor performance during dual-tasking in healthy older adults and patients with Parkinson's disease. **Journal of Neurology**, [s. l.], v. 260, n. 2, p. 580–589, 2013.
- WORLD MEDICAL ASSOCIATION. World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. **JAMA**, [s. l.], v. 310, n. 20, p. 2191–2194, 2013.
- XU, J. *et al.* A Systematic Review of the Different Calculation Methods for Measuring Jump Height During the Countermovement and Drop Jump Tests. **Sports Medicine (Auckland, N.Z.)**, [s. l.], v. 53, n. 5, p. 1055–1072, 2023.
- XUE, F. *et al.* Analysis of nocturnal hypokinesia and sleep quality in Parkinson's disease. **Journal of Clinical Neuroscience: Official Journal of the Neurosurgical Society of Australasia**, [s. l.], v. 54, p. 96–101, 2018.
- YADAV, D.; KUMAR, P. Restoration and targeting of aberrant neurotransmitters in Parkinson's disease therapeutics. **Neurochemistry International**, [s. l.], v. 156, p. 105327, 2022.
- YOU, H. *et al.* Molecular basis of dopamine replacement therapy and its side effects in Parkinson's disease. **Cell and Tissue Research**, [s. l.], v. 373, n. 1, p. 111–135, 2018.
- ZANARDI, A. P. J. *et al.* ALTERAÇÕES NEUROMUSCULARES EM IDOSOS COM DOENÇA DE PARKINSON. **Estudos Interdisciplinares sobre o Envelhecimento**, [s. l.], v. 24, 2019. Disponível em: <https://seer.ufrgs.br/index.php/RevEnvelhecer/article/view/97740>. Acesso em: 28 abr. 2024.
- ZANARDI, A. P. J. *et al.* Gait parameters of Parkinson's disease compared with healthy controls: a systematic review and meta-analysis. **Scientific Reports**, [s. l.], v. 11, n. 1, p. 752, 2021.
- ZHANG, W. *et al.* The Role of the GABAergic System in Diseases of the Central Nervous System. **Neuroscience**, [s. l.], v. 470, p. 88–99, 2021.

ZOU, G. Y. Sample size formulas for estimating intraclass correlation coefficients with precision and assurance. *Statistics in Medicine*, [s. l.], v. 31, n. 29, p. 3972–3981, 2012.

## PRODUÇÃO DURANTE O MESTRADO

1. **V. Baia da Silva**, H. E. Souza Machado, G. Azzali, S. Melani, J. L. Srtorniolo Júnior; E. Macedo Penna; L. A. Peyré-Tartaruga, E. Passos-Monteiro. EVALUATION OF LOWER LIMB POWER AND RELIABILITY OF THE MY JUMP2® APPLICATION IN INDIVIDUALS WITH PARKINSON'S DISEASE: A PILOT STUDY. XV Congresso Nazionale SISMeS tenutosi a Chieti dal 19 al 21 settembre 2024. Italy.
2. SABRINA SOUZA ARAÚJO, JORGE LUAN SANTOS SOUSA, **VINICIUS BAIA DA SILVA**, THAYARA MAIZE DA SILVA TABAYARA, LUMA SABRINA DA SILVA MORAES, EDUARDO PENNA, NATÁLI VALIM OLIVER BENTON-TORRES, ELREN PASSOS MONTEIRO. EXISTE ASSOCIAÇÃO ENTRE INTENSIDADE DE DOR E MOBILIDADE FUNCIONAL EM PESSOAS COM PARKINSON? Anais do 3º congresso de ciências do movimento humano. Anais. Belém (PA). ISBN: 978-65-272-1049-8. UFPA, 2024.
3. Lucas Meireles Matos, **Vinicius Baia da Silva**, Jacqueline Lima Rodrigues, Ana Carla de Matos Santos, Edigar Menezes Ferreira, Rodrigo Santiago Barbosa Rocha, Elren Passos Monteiro. AS ALTERAÇÕES DE EQUILÍBRIO POSTURAL PREDIZEM ALTERAÇÕES RESPIRATÓRIAS EM IDOSOS COM A DOENÇA DE PARKINSON. Revista Movimenta, Revista Movimenta, 2023, Vol 16, Issue 2, p378. ISSN 1984-4298.
4. Jorge Luan Santos Sousa, Sabrina Souza Araújo, Luma Sabrina da Silva Moraes, Edigar Menezes Ferreira, **Vinicius Baia da Silva**, Elren Passos Monteiro. CAMINHAMOS JUNTOS: RELATO DE EXPERIÊNCIA DE UMA INTERVENÇÃO DE CAMINHADA NÓRDICA NO NORTE DO BRASIL. In: Anais do Simpósio Nacional e VI de Castanhal de Ensino, Pesquisa e Extensão - SIEPEX/UFPA. Anais. Castanhal(PA) UFPA, 2023. Disponível em: <https://www.even3.com.br/anais/isinepexvisiepex/732869-CAMINHAMOS-JUNTOS-RELATO-DE-EXPERIENCIA-DE-UMA-INTERVENCAO-DE-CAMINHADA-NORDICA-NO-NORTE-DO-BRASIL>. - ISBN: 978-65-272-0078-9.
5. Ruan Fellipe dos Santos Carréra, Juliane Machado Barbosa, **Vinicius Baia da Silva**, Elren Passos Monteiro. RESPOSTAS DO PROTOCOLO DE DOSE MÍNIMA DE PARTICIPANTES DO PROJETO ATIVAMENTE.. In: Anais do Simpósio Nacional e VI de Castanhal de Ensino, Pesquisa e Extensão - SIEPEX/UFPA. Anais...Castanhal(PA) UFPA, 2023. Disponível em: <https://www.even3.com.br/anais/isinepexvisiepex/732909-RESPOSTAS-DO->

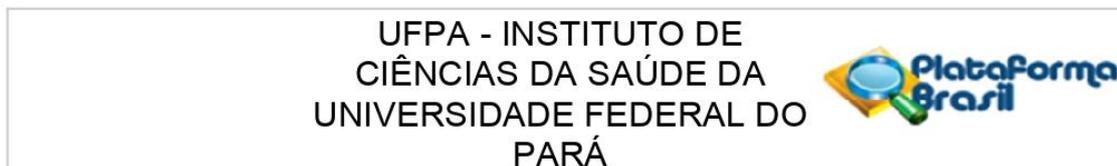
PROCOLO-DE-DOSE-MINIMA-DE-PARTICIPANTES-DO-PROJETO-ATIVAMENTE. ISBN: 978-65-272-0078-9.

6. SANTOS, A. C. M.; **SILVA, V. B.**; GOÉS, M. C. S.; COSTA, J. C. A.; SANTANA, J. G.; DAMASCENO, A. L. O.; MACHADO, H. E. S.; PENNA, E.; MONTEIRO, E. P.; CORRELAÇÃO DO RASTREIO DA SARCOPENIA COM A FORÇA E POTÊNCIA MUSCULAR DE MEMBROS SUPERIORES E INFERIORES E PESSOAS COM PARKINSON. ? In: 3º Congresso de Ciências do Movimento Humano. ISBN: 978-65-272-1049-8, Belém (PA), UFPA, 2024.
7. OLIVEIRA, A. S. D.; DIAS, R. K. N.; **SILVA, V. B.**; MACHADO, H. E. S. M.; MONTEIRO, E. P.; PENNA, E.; RESPOSTAS DA VARIABILIDADE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA EM PESSOAS COM A DOENÇA DE PARKINSON, SUBMETIDAS AO TILT-TEST ATIVO. ? In: 3º Congresso de Ciências do Movimento Humano. ISBN: 978-65-272-1049-8, Belém (PA), UFPA, 2024.
8. ARAÚJO, S. S.; SOUZA, J. L. S.; COSTA, J. C. A.; **SILVA, V. B.**; FERREIRA, E. M.; MATOS, L. M.; BENTO-TORRES, N. V. O.; PENNA, E.; MONTEIRO, E. P.; UMA INTERVENÇÃO DE REABILITAÇÃO LOCOMOTORA DE MODERADA A ALTA INTENSIDADE AFETA A INTERFERÊNCIA DA DOR EM PESSOAS COM PARKINSON? ? In: 3º Congresso de Ciências do Movimento Humano. ISBN: 978-65-272-1049-8, Belém (PA), UFPA, 2024.
9. COSTA, A. C. B. T. S. ; **SILVA, V. B.** ; MACHADO, H. E. S. ; BRITO, L. P. ; SANTANA, J. G. ; NASCIMENTO, A. F. P.; TABAYARA, T. M. S. ; OLIVEIRA, F. M. A.; FERREIRA, E. M. ; MATOS, L. M. ; PENNA, EDUARDO MACEDO ; MONTEIRO, E. P. Associação entre o desempenho de saltos verticais, desempenho locomotor, e o medo de quedas em pessoas com Parkinson (PcP). In: 1º Simpósio Internacional de Ciências do Desporto, 2024, Fortaleza. Anais do 1º Simpósio Internacional de Ciências do Desporto. Uberaba: Arquivos de Ciências do Esporte, 2024. v. 1. p. 18-18. Arq. Cien do Esp, 2024; 12 (Suplemento 1). [Arquivos de Ciências do Esporte](#).
10. DOHARA, S. N. Y. ; OLIVEIRA, A. S. D. ; **SILVA, V. B.** ; FERREIRA, E. M. ; DIAS, R. K. N. ; MONTEIRO, E. P. ; PENNA, EDUARDO MACEDO . Efeitos de um protocolo de Treinamento Locomotor de moderada a alta intensidade na variabilidade da frequência cardíaca em pessoas com Parkinson ? um estudo piloto. In: 1º Simpósio Internacional de Ciências do Desporto, 2024, Fortaleza. Anais do 1º Simpósio Internacional de Ciências do Desporto. Uberaba: Arquivos de Ciências do Esporte, 2024. v. 1. p. 31-31. Arq. Cien do Esp, 2024; 12 (Suplemento 1). [Arquivos de Ciências do Esporte](#).
11. NASCIMENTO, A. F. P.; MACHADO, H. E. S.; **SILVA, V. B.**; COSWIG, V. S.; PENNA, E. M.; MONTEIRO, E. P.; TREINAMENTO LOCOMOTOR DE CAMINHADA NÓRDICA DE 12 SEMANAS MELHORA DESEMPENHO DE

- SALTOS VERTICAIS EM PESSOAS COM DOENÇA DE PARKINSON. In: IX Congresso de Educação em Saúde da Amazônia, ISSN 2359-084X, Instituto de Ciências da Saúde/UFPA, Belém, 2023.
12. SANTANA, J. G.; **SILVA, V. B.**; MACHADO, H. E. S.; GOÉS, M. C. S.; MATOS, L. M.; MONTEIRO, E. P.; SALTANDO ALÉM DOS LIMITES: UM ESTUDO EXPLORATÓRIO DO PERFIL DA POTÊNCIA VERTICAL DOS PARTICIPANTES DO PROGRAMA PARKINSON PAI D'ÉGUA. In: IX Congresso de Educação em Saúde da Amazônia, ISSN 2359-084X, Instituto de Ciências da Saúde/UFPA, Belém, 2023.
  13. SILVA, V. K. B. S.; CUNHA, A. S. S.; NASCIMENTO, A. F. P.; **SILVA, V. B.**; OLIVEIRA, N. N. C.; MONTEIRO, E.P.; Perfil da Composição Corporal e fatores de risco à doenças cardiovasculares e associação à qualidade de sono em adultos. In: XXIII Congresso Brasileiro de Ciências do Esporte e do X Congresso Internacional de Ciências do Esporte, 2023. ISSN: 2175-5930. Fortaleza-CE.
  14. CONCEIÇÃO, R. S.; SOUZA, E. L. S; MATOS, T. B.; **SILVA, V. B.**; COSTA, C. L. A.; MONTEIRO. E. P.; PERÍODO GESTACIONAL E CORRELAÇÃO COM HUMOR, SONO E NÍVEIS DE ATIVIDADE FÍSICA. In: I Congresso Internacional de Ciências do Movimento Humano CCMH 2022 – Online. Rev. Bras. Pesq. Saúde, Vitória, 24(supl 2): 2022 | ISSN: 2175-3946 | DOI: 10.47456/rbps.v24isupl\_2.
  15. FERREIRA, E. M.; OLIVEIRA, A. P.; MIRANDA, B. E. S.; **SILVA, V. B.**; CASTRO, M. R.; MONTEIRO. E. P.; EFEITOS DO HOME BASED PHYSICAL TRAINING SOBRE A VULNERABILIDADE CLÍNICO FUNCIONAL DE MULHERES IDOSAS. In: I Congresso Internacional de Ciências do Movimento Humano CCMH 2022 – Online. Rev. Bras. Pesq. Saúde, Vitória, 24(supl 2): 2022 | ISSN: 2175-3946 | DOI: 10.47456/rbps.v24isupl\_2.
  16. SANTANA, F. O.; **SILVA, V. B.**; PERNA, I. F. F.; JUNIOR. R. S. A.; TRINDADE, S. M.; MONTEIRO. E. P.; CORRELAÇÃO DO PERFIL GLICÊMICO COM CARACTERÍSTICAS ANTROPOMÉTRICAS E FÍSICAS DE TRABALHADORES DE SERVIÇOS TERCEIRIZADOS DE UM CAMPUS UNIVERSITÁRIO. In: I Congresso Internacional de Ciências do Movimento Humano CCMH 2022 – Online. Rev. Bras. Pesq. Saúde, Vitória, 24(supl 2): 2022 | ISSN: 2175-3946 | DOI: 10.47456/rbps.v24isupl\_2.

## ANEXOS

### ANEXO A - Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa



#### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

##### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** PROGRAMA   PARKINSON PAI D    GUA  

**Pesquisador:** ELREN PASSOS MONTEIRO

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 72924423.9.0000.0018

**Instituição Proponente:** Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

##### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 6.303.852

##### Apresentação do Projeto:

O produto principal deste projeto será a realização de um Ensaio Clínico Controlado, randomizado, duplo cego, com a elaboração de subprodutos referentes a estudos transversais, com o objetivo de compreender aspectos clínico funcionais em cortes temporais e revisões bibliográficas para o aprimoramento metodológico e contribuição literária. Nesta pesquisa, os participantes serão randomizados em quatro grupos com intervenção durante 24 semanas, conforme os projetos desenvolvidos pelo grupo de pesquisa, constituindo assim: grupo 1 – Caminhada nórdica (G1); grupo 2 – Corrida Nórdica (Sprint) (G2) 3 – Dança regional (G3); grupo 04 – Grupo Controle: Educação em Saúde (G4). O protocolo de Treinamento Locomotor Intervalado (TLI) de Baixa Intensidade (BI) versus Alta Intensidade (AI) nos G1 e G2 investigará diferentes doses de Caminhada Nórdica até o Sprint para pessoas com DP. Assim, investigaremos os efeitos das diferentes intensidades de treinamento nos parâmetros funcionais de Velocidades de Marcha, Equilíbrio, e no Índice de Reabilitação Locomotora em pessoas com DP. Como também, comparar as respostas do Treinamento Locomotor Intervalado na Caminhada Nórdica, da Dança, e Educação em Saúde com variáveis secundárias: cognição, aspectos de humor, qualidade de vida, dor, estágios da doença e variáveis pneumofuncionais.

##### Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário: Desenvolver um projeto guarda-chuva com duração de 02 anos a fim de identificar as respostas de diferentes modalidades de exercícios físicos em parâmetros clínicos-

**Endereço:** Rua Augusto Corrêa nº 01- Campus do Guamá ,UFPA- Faculdade de Enfermagem do ICS - sala 13 - 2º and.

**Bairro:** Guamá

**CEP:** 66.075-110

**UF:** PA

**Município:** BELEM

**Telefone:** (91)3201-7735

**Fax:** (91)3201-8028

**E-mail:** cepccs@ufpa.br

UFPA - INSTITUTO DE  
CIÊNCIAS DA SAÚDE DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO  
PARÁ



Continuação do Parecer: 6.303.852

funcionais em pessoas com Parkinson e idosos.

**Objetivo Secundário:**

- Estudar a biomecânica da caminhada e corrida nórdica em pessoas com Doença de Parkinson, utilizando escalas e instrumentos específicos;
- Analisar o efeito da dança e seus efeitos em relação a aspectos biopsicossociais de Pessoas com Parkinson;
- Analisar os efeitos biopsicossociais e parâmetros relacionados à qualidade de vida através do uso de aplicativos voltados para Educação em Saúde e Conscientização sobre a Doença de Parkinson;
- Avaliar a correlação dos subtipos da Doença de Parkinson com o risco de fragilidade e sarcopenia após 14 semanas de treinamento de Caminhada e Corrida Nórdica;
- Avaliar os efeitos da caminhada nórdica relacionados a frequência e intensidade de dor em Pessoas com Parkinson e suas relações biopsicossociais (mobilidade, qualidade de sono e estado de humor);
- Avaliar o Perfil Força-Potência-Velocidade após um Programa de Treinamento Locomotor.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

**Riscos:** O estudo apresenta um risco considerado mínimo pelo constrangimento eventual que o voluntário possa ter ao responder as perguntas dos questionários e algum desconforto na participação nas avaliações. Também existe um risco mínimo durante a execução das aulas, assim como na realização de alguns testes para avaliar postura ou evolução da doença. Dentre estes, estão a alteração de equilíbrio, que caso ocorram serão amenizadas pela supervisão constante dos avaliadores.

**Benefícios:** O benefício direto do estudo está relacionado à possibilidade do paciente aprimorar seu equilíbrio, postura e qualidade na caminhada, melhorando a sua qualidade de vida e sua aptidão física, visto que as intervenções realizadas podem ser métodos complementares na reabilitação. Além disso, para a comunidade e para os pesquisadores, este projeto fornecerá produtos científicos gerando resultados que possam contribuir a sociedade sobre abordagens, periodização de treino e intervenções aos desfechos avaliados na Doença de Parkinson, quando artigos forem publicados.

**Endereço:** Rua Augusto Corrêa nº 01- Campus do Guamá ,UFPA- Faculdade de Enfermagem do ICS - sala 13 - 2º and.  
**Bairro:** Guamá **CEP:** 66.075-110  
**UF:** PA **Município:** BELEM  
**Telefone:** (91)3201-7735 **Fax:** (91)3201-8028 **E-mail:** cepccs@ufpa.br

**UFPA - INSTITUTO DE  
CIÊNCIAS DA SAÚDE DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO  
PARÁ**



Continuação do Parecer: 6.303.852

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

O protocolo encaminhado dispõe de critérios definidos conforme resolução 466/12.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Sem recomendações.

**Recomendações:**

Sem recomendações.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Diante do exposto somos pela aprovação do projeto. Este é nosso parecer, SMJ.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_2163090.pdf	09/08/2023 06:41:03		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TERMO_DE_CONSENTIMENTO_LIVRE_E_ESCLARECIDO.pdf	09/08/2023 06:38:20	VINICIUS BAIA DA SILVA	Aceito
Orçamento	Orcamento.pdf	13/07/2023 09:51:22	VINICIUS BAIA DA SILVA	Aceito
Cronograma	Cronograma.pdf	13/07/2023 09:51:10	VINICIUS BAIA DA SILVA	Aceito
Outros	Carta_de_encaminhamento.pdf	13/07/2023 09:48:04	VINICIUS BAIA DA SILVA	Aceito
Outros	Apendice_B.pdf	13/07/2023 09:47:35	VINICIUS BAIA DA SILVA	Aceito
Outros	Termo_de_compromisso_do_pesquisador.pdf	13/07/2023 09:47:02	VINICIUS BAIA DA SILVA	Aceito
Outros	Termo_de_aceite_do_orientador.pdf	13/07/2023 09:46:33	VINICIUS BAIA DA SILVA	Aceito
Solicitação Assinada pelo Pesquisador Responsável	Apendice_A.pdf	13/07/2023 09:45:37	VINICIUS BAIA DA SILVA	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Termo_de_consentimento_da_instituicao.pdf	13/07/2023 09:42:44	VINICIUS BAIA DA SILVA	Aceito
Recurso Anexado pelo Pesquisador	Declaracao_de_isencao_de_onus_financeiro.pdf	13/07/2023 09:41:49	VINICIUS BAIA DA SILVA	Aceito

**Endereço:** Rua Augusto Corrêa nº 01- Campus do Guamá ,UFPA- Faculdade de Enfermagem do ICS - sala 13 - 2º and.

**Bairro:** Guamá

**CEP:** 66.075-110

**UF:** PA

**Município:** BELEM

**Telefone:** (91)3201-7735

**Fax:** (91)3201-8028

**E-mail:** cepccs@ufpa.br

UFPA - INSTITUTO DE  
CIÊNCIAS DA SAÚDE DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO  
PARÁ



Continuação do Parecer: 6.303.852

Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto.pdf	13/07/2023 09:40:20	VINICIUS BAIA DA SILVA	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	13/07/2023 09:39:25	VINICIUS BAIA DA SILVA	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

BELEM, 15 de Setembro de 2023

Assinado por:

**Wallace Raimundo Araujo dos Santos**  
(Coordenador(a))

**Endereço:** Rua Augusto Corrêa nº 01- Campus do Guamá ,UFPA- Faculdade de Enfermagem do ICS - sala 13 - 2º and.  
**Bairro:** Guamá **CEP:** 66.075-110  
**UF:** PA **Município:** BELEM  
**Telefone:** (91)3201-7735 **Fax:** (91)3201-8028 **E-mail:** cepccs@ufpa.br

## ANEXO B - Post de divulgação para recrutamento de participantes para a pesquisa





**PENDULUM**  
Grupo de Pesquisa em Neurodesenvolvimento Humano e Locomoção

# PROJETO PARKINSON PAI D'ÉGUA

**PROJETO DE PESQUISA E EXTENSÃO GRATUITO DA  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ/ CASTANHAL**

**O QUE SERÁ OFERECIDO?**  
UM PROGRAMA DE EXERCÍCIO  
PARA PESSOAS COM  
PARKINSON

**PÚBLICO ALVO**  
PESSOAS COM PARKINSON COM  
LAUDO MÉDICO PARA A  
PRÁTICA DE EXERCÍCIO FÍSICO  
E IDOSOS SEM PARKINSON

**SERÃO OFERECIDOS EXERCÍCIOS DE CAMINHADA, DANÇA,  
EDUCAÇÃO E SAÚDE PARA PESSOAS COM PARKINSON.**

**DIAS E HORÁRIOS:**  
• TERÇA-FEIRA E QUINTA-FEIRA (MANHÃ)



 **91981727263**



Acesse o formulário de inscrição pelo QR CODE



## ANEXO C - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

**Título do Projeto:** Parkinson Pai D'égua: Análise de diferentes protocolos de intervenção nos sintomas motores e não motores de pessoas com a Doença de Parkinson

**Pesquisador Responsável:** Prof. Elren Passos - Monteiro.

**Nome do participante:** \_\_\_\_\_

Você está sendo convidado a participar de uma pesquisa cujo objetivo é promover educação em saúde, através de palestras e orientações sobre qualidade de vida na doença de Parkinson, além de avaliar os efeitos do treinamento de Caminhada Nórdica (CN), Caminhada Livre (CL) e dança em pessoas com Parkinson.

Caso você aceite participar da pesquisa, inicialmente irá compor um grupo de educação em saúde, e posteriormente, de atividades como Caminhada Nórdica, Caminhada Livre ou Dança. Os grupos de participantes serão divididos pelos pesquisadores por meio de um sorteio. As aulas terão duração de 60 minutos, frequência de 2 encontros semanais, durante 12 semanas. Esta pesquisa será realizada na Universidade Federal do Pará (UFPA), Campus de Castanhal, endereço: Rua dos Universitários, Bairro: Jaderlândia, Castanhal-PA, CEP: 68746-360. Com aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos do Instituto de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Pará (CEP - ICS/UFPA). Rua Augusto Corrêa, nº 01, Campus do Guamá. UFPA, Faculdade de Enfermagem do ICS, sala 13, 2º andar, CEP: 66075-110, Belém-Pará. telefone: 3201-7735, e-mail: [cepccs@ufpa.br](mailto:cepccs@ufpa.br)

Inicialmente será realizada uma anamnese para coleta de dados pessoais e medicação utilizada. Para avaliação dos sintomas e não-motores serão aplicados os seguintes questionários e escalas: Mini Exame do Estado Mental (MEEM) que avalia o estado cognitivo, Escala de Humor de Brunel (BRUMS) para avaliação de estados de humor, o Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) que estima o tempo semanal gasto em atividades físicas de intensidade, a Escala Internacional de Eficácia de Quedas (FES1) e Escala de Congelamento da Marcha (NFOG), que serão utilizadas para compreender o risco de queda e o fenômeno de congelamento, respectivamente. Além disso, serão aplicadas as escalas *Parkinson's Disease Questionnaire* (PDQ39) para avaliação da qualidade de vida da pessoa com doença de Parkinson, a Escala de Depressão Geriátrica (GDS-15) que avalia sintomas depressivos, bem

como a escala *Center of Epidemiologic Studies - Depression (CES-D)* que acompanha a presença desses sintomas. O questionário *Pittsburgh Sleep Quality Index* será utilizado para estimar a qualidade do seu sono, e o *Brief Pain Inventory (Short Form)* com o objetivo de verificar a presença, localização, tipo (sensações), duração e frequência da dor. Outras escalas e questionários utilizados serão *Minnesota Leisure Time Activities Questionnaire* para avaliar o nível da atividade física, esportes e lazer de acordo com o gasto energético, e o *SARC-F<sup>o</sup> CC* para rastreio da sarcopenia.

Os testes motores clínico-funcionais incluem o teste *Time Up and GO (TUG)* que avalia mobilidade e risco de quedas, Testes de potência de membros inferiores (saltos e corrida em alta velocidade), avaliados e analisados por meio de aplicativos de *Smartphones*, Teste de Caminhada de 10 metros que avalia aspectos da marcha, Teste de Caminhada de 6 minutos para avaliação da capacidade cardiorrespiratória, Escala Mini BesTest que avalia o equilíbrio durante atividade de vida diária, e para descrição do perfil motor e estadiamento da doença de Parkinson serão utilizadas as escalas *UPDRS III* e *Hoehn & Yahr*.

Além destes, o projeto contará com avaliação da atividade respiratória para traçar um perfil e compreender os diferentes mecanismos do treino de caminhada sobre a qualidade pneumofuncional. Sendo assim, será avaliada por meio da manovacuometria e espirometria, cujo você deverá conectar um clipe nasal e realizar testes respiratórios através de um bocal acoplado a um leitor de pressão e volume para leitura dos parâmetros necessários.

Você realizará as avaliações antes, durante e após o período de participação na prática das atividades, e ao consentir em participar da pesquisa, esperamos que você cumpra todas as etapas mencionadas anteriormente.

O estudo apresenta um risco considerado mínimo pelo constrangimento eventual que você possa ter ao responder as perguntas dos questionários e algum desconforto na participação nas avaliações. Também existe um risco mínimo durante a execução das aulas, assim como na realização de alguns testes para avaliar postura ou evolução da sua doença. Dentre estes, estão a alteração de equilíbrio, que caso ocorram serão amenizadas pela supervisão constante dos avaliadores. Caso você se sinta constrangido ou desconfortável em alguma das etapas dos procedimentos de coleta de dados, poderá abandonar a pesquisa em qualquer momento.

O benefício direto do estudo está relacionado à possibilidade de você aprimorar seu equilíbrio, postura e qualidade na caminhada, melhorando a sua qualidade de vida e sua aptidão física, visto que as intervenções realizadas podem ser métodos complementares na sua reabilitação.

O presente documento é baseado no item IV das Diretrizes e Normas Regulamentadoras para a pesquisa em saúde, do Conselho Nacional de Saúde (Resolução 466/12), e será assinado em

duas vias, de igual teor, ficando uma via em seu poder ou de seu representante legal e outra com o pesquisador responsável. Os seus dados serão sempre tratados confidencialmente, você não será identificado(a) por nome, e os resultados deste estudo serão usados para fins científicos.

Sua participação no estudo é voluntária, de forma que, caso você decida não participar, você não terá nenhum comprometimento por esta decisão. Você não terá custo e nem receberá alguma ajuda financeira para participar. Sua participação não é obrigatória e, a qualquer momento, poderá desistir e retirar seu consentimento.

Ao concordar você autoriza a utilização da sua imagem para fins acadêmicos como apresentação dos resultados em congressos, artigos científicos e mídias sociais. Os dados são sigilosos e ficaram arquivados durante 5 anos sob domínio da Pesquisadora responsável.

Caso você tenha dúvidas, poderá entrar em contato com o pesquisador responsável Prof. Dra. Elren Passos Monteiro, pelo e-mail [elren.monteiro@ufpa.br](mailto:elren.monteiro@ufpa.br)

#### Declaração do paciente

Eu, \_\_\_\_\_, CPF: \_\_\_\_\_

fui informado dos objetivos da pesquisa acima de maneira clara, tendo tempo para ler e pensar sobre a informação contida no termo de consentimento antes de participar do estudo. Recebi informação a respeito dos procedimentos de avaliação realizados e esclareci minhas dúvidas. O pesquisador responsável pela pesquisa certificou-me também de que todos os dados coletados serão mantidos em anonimato e de que a minha privacidade será mantida. Também sei que caso existam gastos adicionais, estes serão absorvidos pelo orçamento da pesquisa. Caso tenha novas perguntas sobre este estudo, poderá entrar em contato com o pesquisador responsável pelo projeto, nos telefones e endereço informados acima, para qualquer pergunta sobre meus direitos como participante. Declaro que recebi cópia do presente Termo de Consentimento.

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

---

Assinatura do Participante

---

Assinatura do Pesquisador Responsável

## ANEXO D - Análise do cálculo amostral para o número de participantes na pesquisa

# Sample Size

> # Comparação entre instrumentos/avaliadores assumindo um valor de ICC > 0.90 com base nos estudos x.

>

> # Pacote

> # ICC.Sample.Size

> #Calculates a sample size for given values of p, the null hypothesis p0,

> # number of ratings (k), desired power and alpha.

> #Can also generate sample sizes for different values of p, p0 or

> # combinations of p and p0 from 0-1.

>

> ## Calculate Sample Size as above, but test varying p from 0 to 1 by steps of 0.05

>

```
calculateIccSampleSize(p=0.9,p0=0.60,k=2,alpha=0.05,tails=2,power=0.80,by="p",step=0.05)
```

```
[[1]]
```

```
  N  p  p0 k alpha tails power
```

```
1 14 0.9 0.6 2 0.05  2 0.8
```

```
[[2]]
```

```
  p  N
```

```
1 0.00 18
```

```
2 0.05 20
```

```
3 0.10 24
```

```
4 0.15 28
```

```
5 0.20 34
```

```
6 0.25 42
```

```
7 0.30 55
```

```
8 0.35 75
```

```
9 0.40 110
```

```
10 0.45 182
```

11 0.50 381  
12 0.55 1406  
13 0.60 Inf  
14 0.65 1164  
15 0.70 260  
16 0.75 102  
17 0.80 49  
18 0.85 26  
19 0.90 14  
20 0.95 8

## ANEXO E - Análise estatística

### Consistência e concordância nas medições My Jump

#### Objetivo

Este script avaliou a consistência nas medições de altura de salto entre diferentes avaliadores e a concordância entre dois equipamentos: o tapete de contato (padrão) e o aplicativo My Jump 2. A precisão e consistência das medições foram analisadas utilizando o Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC) para determinar a confiabilidade, complementado pela análise de Bland-Altman para estabelecer os limites de concordância, calculados através do método bootstrap.

#### Preparação Inicial do Dados

#### Modelo Misto para a Diferença entre os Avaliadores

Um modelo misto foi ajustado usando máxima verossimilhança restrita (REML) para avaliar a diferença entre as medições dos avaliadores, incluindo o ID do participante como efeito aleatório para controlar a variabilidade individual entre as três medidas repetidas. O viés (média da diferença) foi extraído do coeficiente fixo do modelo, e o desvio padrão da diferença foi calculado a partir das variâncias estimadas pelo modelo.

```
lmer_diff <- lmer(difAV ~ (1|ID_anonimo), data = df, REML = TRUE)
```

```
# Extrair o viés (média da diferença) e o desvio padrão da diferença
```

```
bias <- fixef(lmer_diff)[1]
```

```
sd_diff <- sqrt(sum(as.data.frame(VarCorr(lmer_diff))$vcov))
```

#### 10. Limites de Concordância com Bootstrap

Foi aplicada a técnica de bootstrap semiparamétrico com 10.000 simulações para calcular os limites de concordância (LoA) entre os avaliadores, com intervalos de confiança calculados a partir dos percentis das distribuições obtidas pelo bootstrap.

```
# Fit the initial model
```

```
lmer_diff <- lmer(difAV ~ (1|ID_anonimo), data = df, REML = TRUE)
```

```
# Define a function to extract parameters
```

```
boot_fun <- function(fit) {
```

```
  bias <- fixef(fit)[1]
```

```
  sd_diff <- sqrt(sum(as.data.frame(VarCorr(fit))$vcov))
```

```
  loa_lower <- bias - 1.96 * sd_diff
```

```
  loa_upper <- bias + 1.96 * sd_diff
```

```

return(c(bias, loa_lower, loa_upper))
}

# Perform bootstrapping
set.seed(123)
boot_results <- bootMer(
  lmer_diff,
  boot_fun,
  nsim = 10000,
  use.u = T,
  type = "semiparametric"
)

# Extract results
boot_estimates <- boot_results$t

# Calculate point estimates and confidence intervals
bias_estimate <- mean(boot_estimates[,1])
ci_bias <- quantile(boot_estimates[,1], probs = c(0.025, 0.975))

loa_lower_estimate <- mean(boot_estimates[,2])
ci_lower <- quantile(boot_estimates[,2], probs = c(0.025, 0.975))

loa_upper_estimate <- mean(boot_estimates[,3])
ci_upper <- quantile(boot_estimates[,3], probs = c(0.025, 0.975))

# Display Results
cat("Bias estimado:", round(bias_estimate, 3), "\n")
Bias estimado: 0.363
cat("Intervalo de confiança do bias:", round(ci_bias[1], 3), "-", round(ci_bias[2], 3), "\n")
Intervalo de confiança do bias: 0.28 - 0.448
cat("Limite inferior LoA estimado:", round(loa_lower_estimate, 3), "\n")
Limite inferior LoA estimado: -0.281

```

```
cat("Intervalo de confiança do LoA inferior:", round(ci_lower[1], 3), "-", round(ci_lower[2],
3), "\n")
```

Intervalo de confiança do LoA inferior: -0.444 - -0.132

```
cat("Limite superior LoA estimado:", round(loa_upper_estimate, 3), "\n")
```

Limite superior LoA estimado: 1.008

```
cat("Intervalo de confiança do LoA superior:", round(ci_upper[1], 3), "-", round(ci_upper[2],
3), "\n")
```

Intervalo de confiança do LoA superior: 0.841 - 1.179

### Gráfico Bland-Altman

Com base em um **modelo de efeitos mistos**, foram estimados o viés (média das diferenças) e os limites superior e inferior de concordância, com intervalos de confiança calculados a partir dos percentis 2,5% e 97,5% das distribuições de bootstrap.

```
ggplot(df, aes(x = mediaAV, y = difAV)) +
  geom_ribbon(aes(ymin = ci_lower[1], ymax = ci_lower[2]), fill = "pink", alpha = 0.2) +
  geom_ribbon(aes(ymin = ci_upper[1], ymax = ci_upper[2]), fill = "pink", alpha = 0.2) +
  geom_ribbon(aes(ymin = ci_bias[1], ymax = ci_bias[2]), fill = "lightblue", alpha = 0.2) +
  geom_hline(yintercept = bias, color = "blue", size = 1) +
  geom_hline(yintercept = loa_upper_estimate, color = "red", linetype = "dashed", size = 1) +
  geom_hline(yintercept = loa_lower_estimate, color = "red", linetype = "dashed", size = 1) +
  geom_smooth(method = "lm", color = "gray", se = FALSE, linetype = "longdash") +
  geom_point(alpha = 0.5, size = 2.5) +
  scale_y_continuous(limits = c(-2, 2), breaks = seq(-2, 2, 1)) +
  scale_x_continuous(limits = c(1, 20), breaks = seq(2, 20, 2)) +
  geom_hline(yintercept = 0, alpha = .5) +
  labs(x = "Média dos avaliadores\n(Salto - cm)",
       y = "Diferença entre avaliadores\n(Salto - cm)") +
  theme_minimal() +
  theme(
    axis.text.x = element_text(size = 11),
    axis.text.y = element_text(size = 11),
    axis.title.x = element_text(size = 13, margin = margin(t = 10)),
    axis.title.y = element_text(size = 13, margin = margin(r = 10)),
    plot.title = element_text(size = 14)
  ) +
```

```

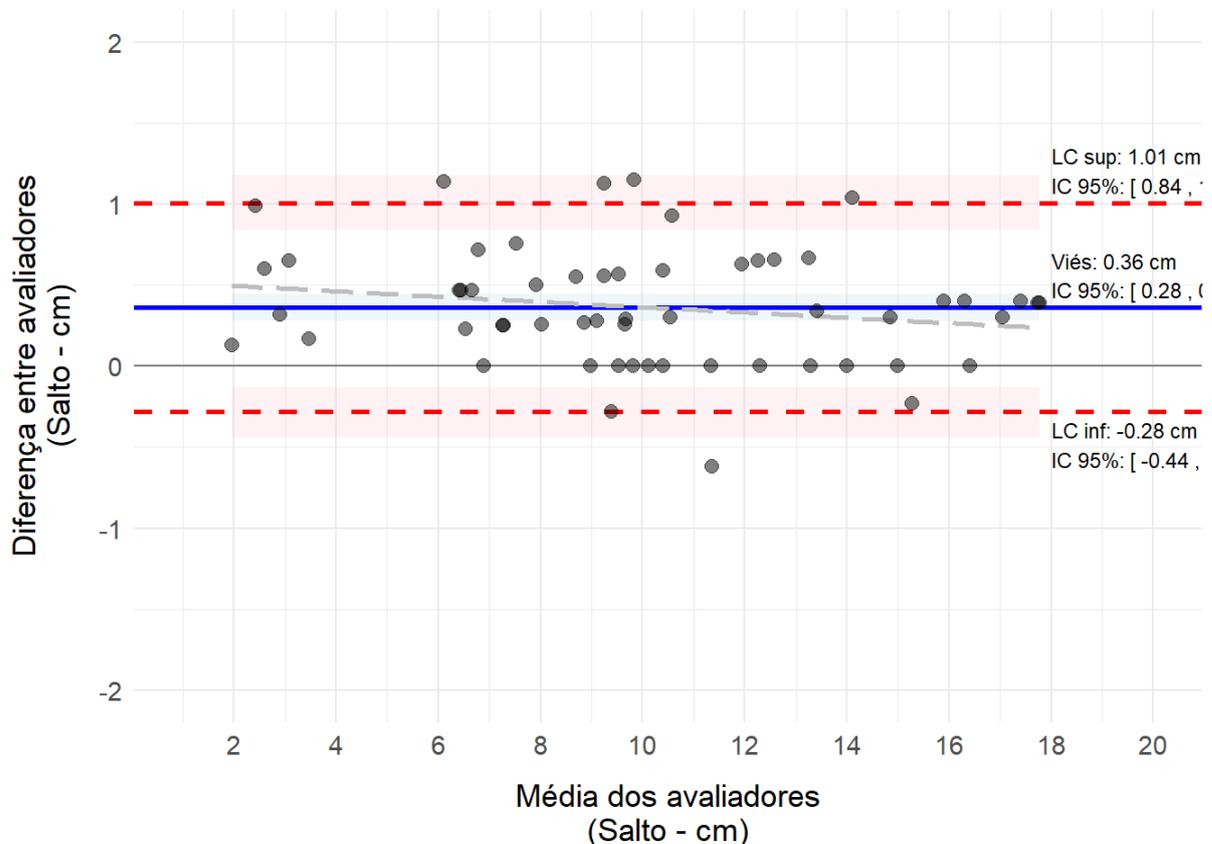
annotate("text", x = 18, y = bias + 0.2,
        label = paste("Viés:", round(bias, 2),'cm',
                    "\nIC 95%: [", round(ci_bias[1], 2), ", ", round(ci_bias[2], 2), "]"), hjust = 0, size
= 3) +
annotate("text", x = 18, y = loa_upper_estimate + 0.2,
        label = paste("LC sup:", round(loa_upper_estimate, 2),'cm',
                    "\nIC 95%: [", round(ci_upper[1], 2), ", ", round(ci_upper[2], 2), "]"), hjust = 0,
size = 3) +
annotate("text", x = 18, y = loa_lower_estimate - 0.2,
        label = paste("LC inf:", round(loa_lower_estimate, 2), 'cm',
                    "\nIC 95%: [", round(ci_lower[1], 2), ", ", round(ci_lower[2], 2), "]"), hjust = 0,
size = 3)

```

Warning: Using `size` aesthetic for lines was deprecated in ggplot2 3.4.0.

❗ Please use `linewidth` instead.

`geom\_smooth()` using formula = 'y ~ x'



- A linha azul central indica o viés médio (diferença média entre os avaliadores), que foi de **0,36 cm**, sugerindo uma pequena diferença sistemática entre os avaliadores.

- As linhas vermelhas tracejadas representam os limites de concordância, que variam entre **-0,28 cm** (inferior) e **1,0 cm** (superior). Esses valores indicam o intervalo dentro do qual 95% das diferenças entre os avaliadores estão localizadas.

A análise gráfica demonstra que a maioria das medições está dentro desses limites, indicando que as avaliações possuem boa consistência. Embora uma leve diferença possa ser observada entre os avaliadores, o gráfico não mostra indícios de viés sistemático evidente, o que reforça a confiabilidade das medições.

### **Cálculo do Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC) com Bootstrap**

Foi calculado o Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC) para avaliar a consistência das medições entre dois avaliadores. Para isso, utilizamos um **modelo de efeitos mistos**, onde o **avaliador foi considerado como efeito fixo** e os **participantes foram considerados como efeito aleatório** (intercepto aleatório para cada participante).

O **ICC foi calculado** como a proporção da variância entre participantes em relação à variância total (variância entre participantes + variância residual).

Para estimar os **intervalos de confiança do ICC**, foi aplicado a técnica de **bootstrap com 10.000 reamostragens**, utilizando o método **BCa** (Bias-Corrected and Accelerated). A reamostragem foi realizada no nível dos participantes, preservando todas as observações associadas a cada participante.

```
df_long <- df %>%
  pivot_longer(
    cols = c(av1_salto, av2_salto),
    names_to = "avaliador",
    values_to = "valor"
  ) %>%
  mutate(
    avaliador = case_when(
      avaliador == "av1_salto" ~ "Avaliador 1",
      avaliador == "av2_salto" ~ "Avaliador 2"
    )
  )

# Ajustar o modelo
lmer_icc <- lmer(
  valor ~ avaliador + (1 | id),
```

```

data = df_long,
control = lmerControl(optimizer = "bobyqa", optCtrl = list(maxfun = 1e5))
)

# Extrair os componentes de variância
vc <- as.data.frame(VarCorr(lmer_icc))

# Componentes de variância
variancia_sujeitos <- vc[vc$grp == "id", "vcov"]
variancia_residual <- vc[vc$grp == "Residual", "vcov"]

# Calcular o ICC
icc <- variancia_sujeitos / (variancia_sujeitos + variancia_residual)

# Definir a função de bootstrap corrigida
calc_icc_boot <- function(data, indices) {
  # Reamostrar os IDs dos sujeitos
  resampled_ids <- unique(data$id)[indices]
  d <- data %>% filter(id %in% resampled_ids)

  # Ajustar o modelo nos dados reamostrados
  lmer_boot <- lmer(
    valor ~ avaliador + (1 | id),
    data = d,
    control = lmerControl(optimizer = "bobyqa", optCtrl = list(maxfun = 1e5))
  )

  # Extrair componentes de variância
  vc_boot <- as.data.frame(VarCorr(lmer_boot))
  variancia_sujeitos_boot <- vc_boot[vc_boot$grp == "id", "vcov"]
  variancia_residual_boot <- vc_boot[vc_boot$grp == "Residual", "vcov"]

  # Calcular o ICC
  icc_boot <- variancia_sujeitos_boot / (variancia_sujeitos_boot + variancia_residual_boot)

```

```

return(icc_boot)
}

# Realizar o bootstrap
set.seed(123)
boot_results <- boot(
  data = df_long,
  statistic = calc_icc_boot,
  R = 10000,
  strata = df_long$id
)

# Calcular intervalos de confiança
ci_bca <- boot.ci(boot_results, type = "bca")

# Exibir os resultados
cat("ICC estimado:", round(icc, 3), "\n")
ICC estimado: 0.952
cat("Intervalo de confiança de 95% (BCa):", round(ci_bca$bca[4], 3), "-",
round(ci_bca$bca[5], 3), "\n")
Intervalo de confiança de 95% (BCa): 0.903 - 0.981

```

O Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC) estimado foi de **0,952**, indicando alta consistência entre os avaliadores nas medições de altura de salto. O intervalo de confiança de 95%, calculado pelo método bootstrap BCa, varia de **0,903** a **0,981**, sugerindo que os avaliadores são altamente consistentes ao medir o mesmo teste, com pequenas variações entre eles.

### Perfil Individual das Medidas

Um gráfico foi gerado para visualizar os **perfis individuais de medidas** para cada participante, separando os resultados por avaliador.

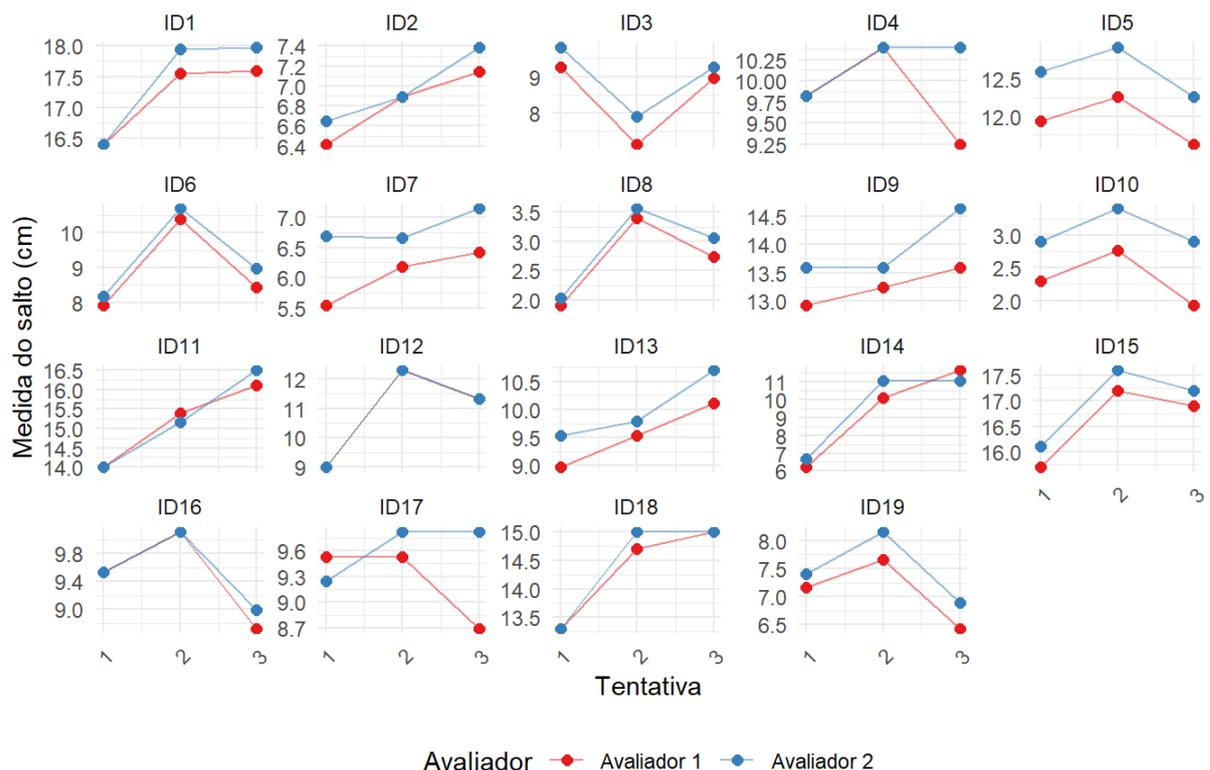
```

df_long <- df %>%
  pivot_longer(cols = c(av1_salto, av2_salto),
    names_to = "Avaliador",
    values_to = "Medida") %>%

```

```
mutate(Avaliador = factor(Avaliador,
  levels = c("av1_salto", "av2_salto"),
  labels = c("Avaliador 1", "Avaliador 2")))
```

```
ggplot(df_long, aes(x = tentativa, y = Medida, group = interaction(ID_anonimo, Avaliador),
  color = Avaliador)) +
  geom_line(alpha = 0.5) +
  geom_point(size = 2) +
  facet_wrap(~ ID_anonimo, scales = "free_y", ncol = 5) +
  labs(title = "",
  x = "Tentativa",
  y = "Medida do salto (cm)",
  color = "Avaliador") +
  theme_minimal() +
  theme(legend.position = "bottom",
  axis.text.x = element_text(angle = 45, hjust = 1)) +
  scale_x_continuous(breaks = 1:3) +
  scale_color_brewer(palette = "Set1")
```



A análise visual indica uma consistência geral nas avaliações, evidenciada pelo padrão similar das curvas entre os avaliadores (vermelho e azul). Embora existam pequenas divergências em casos específicos, como nos participantes ID4 e ID17, a maioria das medições mantém um padrão de concordância satisfatório. As variações observadas são geralmente de baixa magnitude, sugerindo uma boa confiabilidade entre os avaliadores, mesmo com algumas diferenças individuais pontuais ao longo das tentativas.

## Segunda Etapa

### Modelo Misto para a Diferença entre Equipamentos

Foi ajustado um **modelo de efeitos mistos** usando máxima verossimilhança restrita (REML) para avaliar a diferença nas medições entre dois equipamentos: o tapete de salto (equipamento padrão) e o aplicativo My Jump 2 (equipamento alternativo). O objetivo foi verificar a concordância entre as medições realizadas pelos dois equipamentos e determinar se o aplicativo pode ser considerado uma alternativa confiável ao equipamento padrão.

Para avaliar a precisão das estimativas e obter intervalos de confiança para o viés e os limites de concordância, foi utilizado o **bootstrap semiparamétrico** com 10.000 reamostragens.

# 1. Modelo misto para comparar a diferença entre os equipamentos

```
lmer_diff_eq <- lmer(difEq3 ~ (1|ID_anonimo), data = df, REML = TRUE)
```

# Extrair o viés (média da diferença) e o desvio padrão da diferença

```
bias_eq <- fixef(lmer_diff_eq)[1]
```

```
sd_diff_eq <- sqrt(sum(as.data.frame(VarCorr(lmer_diff_eq))$vcov))
```

# Definir a função para extrair os parâmetros

```
boot_fun <- function(fit) {
```

```
  bias <- fixef(fit)[1]
```

```
  vc <- as.data.frame(VarCorr(fit))
```

```
  sd_diff <- sqrt(sum(vc$vcov))
```

```
  c(bias, bias - 1.96 * sd_diff, bias + 1.96 * sd_diff)
```

```
}
```

# Realizar o bootstrap com bootMer

```
set.seed(123)
```

```
boot_results_eq <- bootMer(
```

```
  lmer_diff_eq,
```

```

boot_fun,
nsim = 10000,
use.u = TRUE,
type = "semiparametric"
)

# Extrair as estimativas bootstrap
boot_estimates <- boot_results_eq$t

# Calcular os valores pontuais
bias_eq <- mean(boot_estimates[,1])
loa_lower_eq <- mean(boot_estimates[,2])
loa_upper_eq <- mean(boot_estimates[,3])

# Calcular intervalos de confiança usando percentis
ci_bias_eq <- quantile(boot_estimates[,1], probs = c(0.025, 0.975))
ci_lower_eq <- quantile(boot_estimates[,2], probs = c(0.025, 0.975))
ci_upper_eq <- quantile(boot_estimates[,3], probs = c(0.025, 0.975))

# Exibir os resultados
cat("Bias estimado:", round(bias_eq, 3), "\n")
Bias estimado: -1.296
cat("Intervalo de confiança do bias (percentil):", round(ci_bias_eq[1], 3), "-",
round(ci_bias_eq[2], 3), "\n")
Intervalo de confiança do bias (percentil): -1.383 - -1.213
cat("Limite inferior LoA estimado:", round(loa_lower_eq, 3), "\n")
Limite inferior LoA estimado: -2.157
cat("Intervalo de confiança do LoA inferior (percentil):", round(ci_lower_eq[1], 3), "-",
round(ci_lower_eq[2], 3), "\n")
Intervalo de confiança do LoA inferior (percentil): -2.361 - -1.969
cat("Limite superior LoA estimado:", round(loa_upper_eq, 3), "\n")
Limite superior LoA estimado: -0.436
cat("Intervalo de confiança do LoA superior (percentil):", round(ci_upper_eq[1], 3), "-",
round(ci_upper_eq[2], 3), "\n")

```

Intervalo de confiança do LoA superior (percentil): -0.594 - -0.265

### **Viés Estimado:**

O viés entre os dois equipamentos foi de **-1,296 cm** (IC 95%: -1,383 a -1,213 cm), indicando que, em média, o aplicativo My Jump 2 mede aproximadamente **1,3 cm a menos** do que o equipamento padrão (tapete de salto).

### **Limite Inferior de Concordância (LoA):**

O limite inferior foi estimado em **-2,157 cm** (IC 95%: -2,361 a -1,969 cm), sugerindo que a diferença entre as medições dos equipamentos pode variar até cerca de **2,2 cm a menos**.

### **Limite Superior de Concordância (LoA):**

O limite superior foi estimado em **-0,436 cm** (IC 95%: -0,594 a -0,265 cm), indicando que a diferença entre as medições dos equipamentos pode ser de até **0,4 cm a menos**.

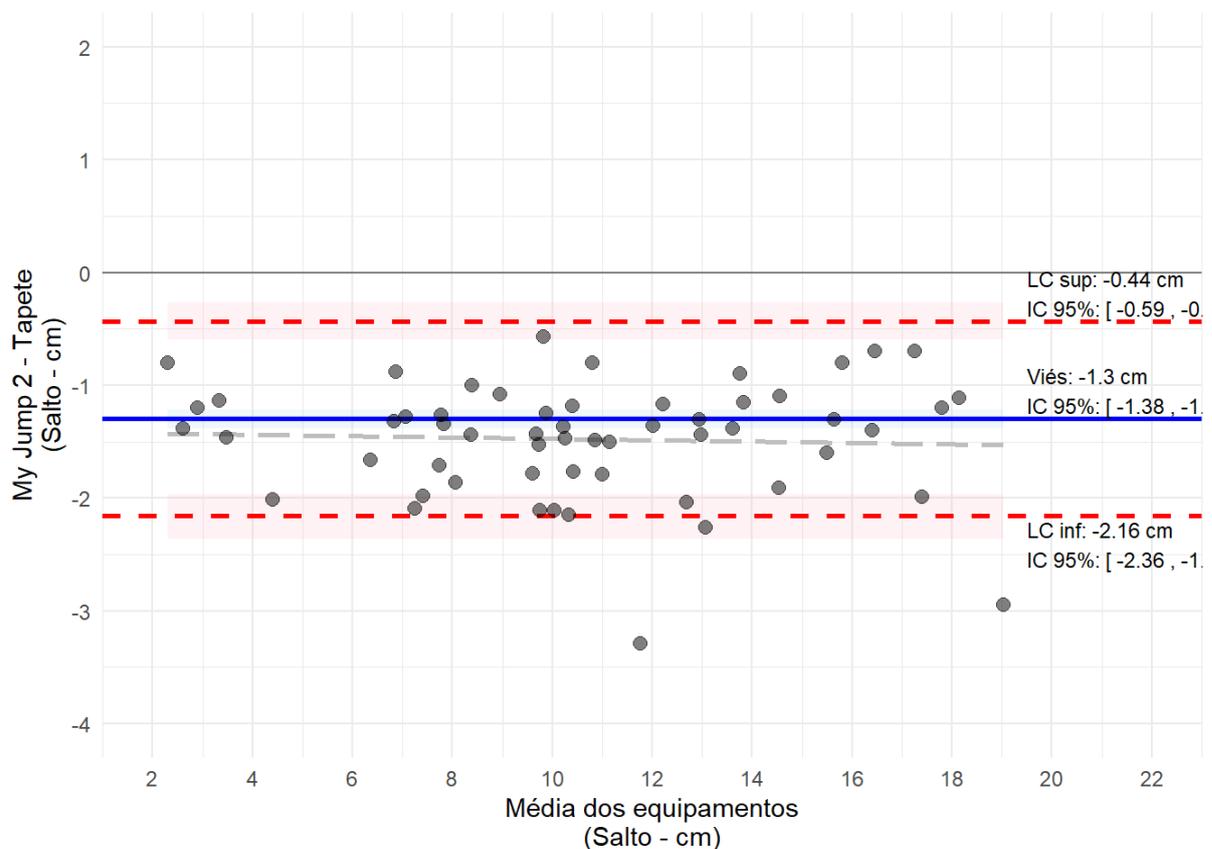
### **Gráfico Bland-Altman - Equipamentos**

```
ggplot(df, aes(x = mediaEq, y = difEq)) +
  geom_ribbon(aes(ymin = ci_lower_eq[1], ymax = ci_lower_eq[2]), fill = "pink", alpha = 0.2)
+
  geom_ribbon(aes(ymin = ci_upper_eq[1], ymax = ci_upper_eq[2]), fill = "pink", alpha = 0.2)
+
  geom_ribbon(aes(ymin = ci_bias_eq[1], ymax = ci_bias_eq[2]), fill = "lightblue", alpha = 0.2)
+
  geom_hline(yintercept = bias_eq, color = "blue", size = 1) +
  geom_hline(yintercept = loa_upper_eq, color = "red", linetype = "dashed", size = 1) +
  geom_hline(yintercept = loa_lower_eq, color = "red", linetype = "dashed", size = 1) +
  geom_smooth(method = "lm", color = "gray", se = FALSE, linetype = "longdash") +
  geom_point(alpha = 0.5, size = 2.5) +
  geom_hline(yintercept = 0, alpha = .5) +
  scale_y_continuous(limits = c(-4, 2), breaks = seq(-4, 2, 1)) +
  scale_x_continuous(limits = c(2, 22), breaks = seq(2, 22, 2)) +
  labs(x = "Média dos equipamentos\n(Salto - cm)",
       y = "My Jump 2 - Tapete\n(Salto - cm)") +
  theme_minimal() +
  annotate("text", x = 19.5, y = bias_eq + 0.25,
         label = paste("Viés:", round(bias_eq, 2),'cm',
                       "\nIC 95%: [", round(ci_bias_eq[1], 2), ",", round(ci_bias_eq[2], 2), "]"), hjust
         = 0, size = 3) +
```

```

annotate("text", x = 19.5, y = loa_upper_eq + 0.25,
  label = paste("LC sup:", round(loa_upper_eq, 2), 'cm',
    "\nIC 95%: [", round(ci_upper_eq[1], 2), ",", round(ci_upper_eq[2], 2), "]"),
  hjust = 0, size = 3) +
  annotate("text", x = 19.5, y = loa_lower_eq - 0.25,
    label = paste("LC inf:", round(loa_lower_eq, 2), 'cm',
      "\nIC 95%: [", round(ci_lower_eq[1], 2), ",", round(ci_lower_eq[2], 2), "]"),
    hjust = 0, size = 3)
`geom_smooth()` using formula = 'y ~ x'

```



A distribuição dos pontos dentro dos limites de concordância, sem padrões ou tendências evidentes, sugere uma diferença consistente e previsível entre os equipamentos. A estreita faixa dos limites de concordância e a concentração das medições dentro deles indicam que, apesar do viés sistemático observado (com o My Jump 2 medindo, em média, 1,3 cm a menos), as medidas são reproduzíveis e confiáveis entre os equipamentos.

### ICC com Bootstrap - Equipamentos

```

df_long <- df %>%
  pivot_longer(
    cols = c(media_dos_av, tapete_de_contato),

```

```

names_to = "equipamento",
values_to = "valor"
) %>%
mutate(
  equipamento = case_when(
    equipamento == "media_dos_av" ~ "My Jump 2",
    equipamento == "tapete_de_contato" ~ "Tapete"
  )
)

# Ajustar o modelo
lmer_icc <- lmer(
  valor ~ equipamento + (1 | id),
  data = df_long,
  control = lmerControl(optimizer = "bobyqa", optCtrl = list(maxfun = 1e5))
)

# Extrair os componentes de variância
vc <- as.data.frame(VarCorr(lmer_icc))

# Componentes de variância
variância_sujeitos <- vc[vc$grp == "id", "vcov"]
variância_residual <- vc[vc$grp == "Residual", "vcov"]

# Calcular o ICC
icc <- variância_sujeitos / (variância_sujeitos + variância_residual)

calc_icc_boot <- function(data, indices) {
  # Reamostrar os IDs dos sujeitos
  resampled_ids <- unique(data$id)[indices]
  d <- data %>% filter(id %in% resampled_ids)

  # Ajustar o modelo nos dados reamostrados
  lmer_boot <- lmer(

```

```

valor ~ equipamento + (1 | id),
data = d,
control = lmerControl(optimizer = "bobyqa", optCtrl = list(maxfun = 1e5))
)

# Extrair componentes de variância
vc_boot <- as.data.frame(VarCorr(lmer_boot))
variancia_sujeitos_boot <- vc_boot[vc_boot$grp == "id", "vcov"]
variancia_residual_boot <- vc_boot[vc_boot$grp == "Residual", "vcov"]

# Calcular o ICC
icc_boot <- variancia_sujeitos_boot / (variancia_sujeitos_boot + variancia_residual_boot)

return(icc_boot)
}

# Realizar o bootstrap
set.seed(123)
boot_results <- boot(
  data = df_long,
  statistic = calc_icc_boot,
  R = 10000,
  strata = df_long$id
)

# Calcular intervalos de confiança
ci_bca <- boot.ci(boot_results, type = "bca")

# Exibir os resultados
cat("ICC estimado:", round(icc, 3), "\n")
ICC estimado: 0.948
cat("Intervalo de confiança de 95% (BCa):", round(ci_bca$bca[4], 3), "-",
round(ci_bca$bca[5], 3), "\n")
Intervalo de confiança de 95% (BCa): 0.896 - 0.978

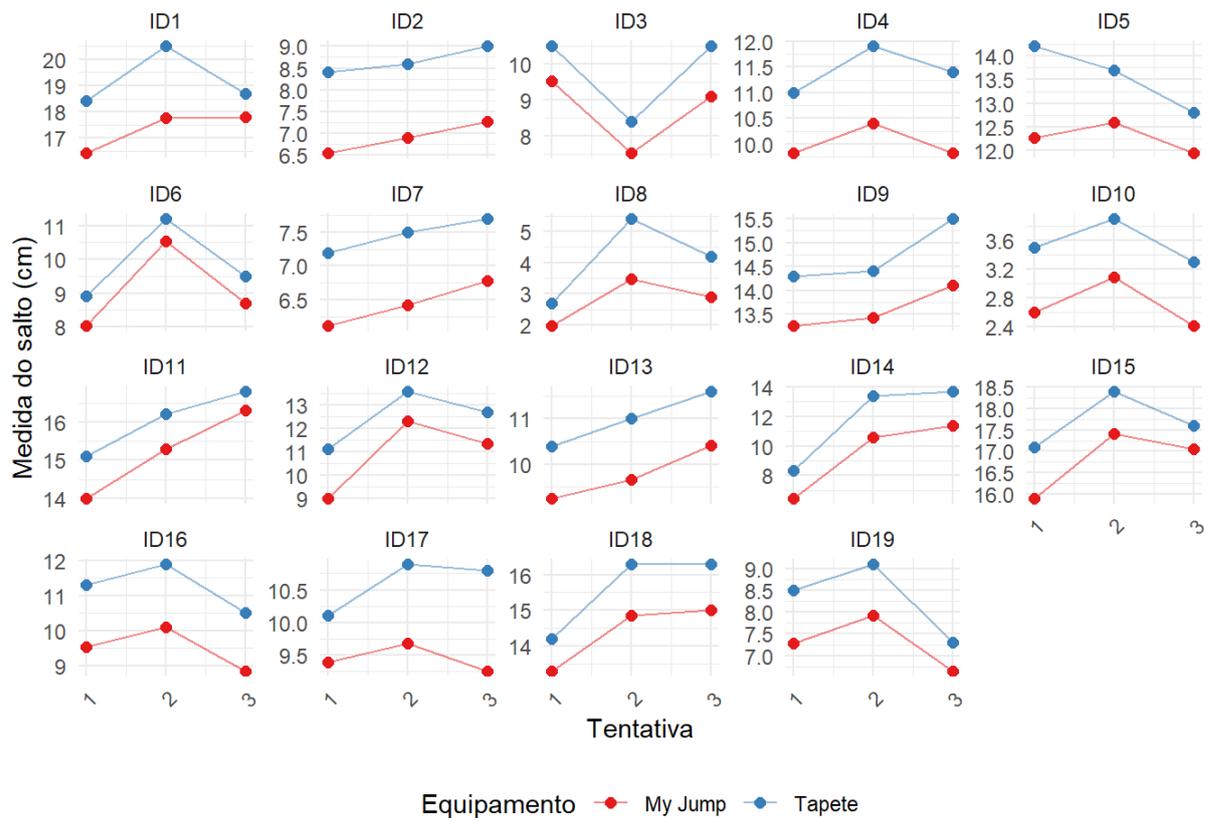
```

O coeficiente de correlação intraclasse (ICC) entre o My Jump 2 e o tapete de contato apresentou excelente confiabilidade (ICC = 0,948; IC 95% = 0,896 - 0,978), indicando uma forte concordância entre os equipamentos na medição do salto vertical.

### **Perfil Individual das Medidas - Equipamentos**

```
df_long_eq <- df |>
  pivot_longer(cols = c(media_dos_av, tapete_de_contato),
               names_to = "Equipamento",
               values_to = "Medida") %>%
  mutate(Equipamento = factor(Equipamento,
                               levels = c("media_dos_av", "tapete_de_contato"),
                               labels = c("My Jump", "Tapete")))

# Gerar gráfico de perfil individual
ggplot(df_long_eq, aes(x = tentativa, y = Medida, group = interaction(ID_anonimo,
Equipamento), color = Equipamento)) +
  geom_line(alpha = 0.5) +
  geom_point(size = 2) +
  facet_wrap(~ ID_anonimo, scales = "free_y", ncol = 5) +
  labs(
    x = "Tentativa",
    y = "Medida do salto (cm)",
    color = "Equipamento") +
  theme_minimal() +
  theme(legend.position = "bottom",
        axis.text.x = element_text(angle = 45, hjust = 1)) +
  scale_x_continuous(breaks = 1:3) +
  scale_color_brewer(palette = "Set1")
```



Observa-se um padrão consistente em que as medições realizadas com o tapete de contato são sistematicamente maiores do que as obtidas pelo My Jump. No entanto, o paralelismo nas curvas sugere uma boa reprodutibilidade entre os equipamentos. Essa diferença sistemática se mantém relativamente estável ao longo das tentativas para todos os participantes, indicando que ambos os equipamentos são capazes de detectar variações semelhantes no desempenho do salto.

### Dados Avaliador 1

# 1. Modelo misto para comparar a diferença entre os equipamentos

```
lmer_diff_eq <- lmer(difEq ~ (1|ID_anonimo), data = df, REML = TRUE)
```

# Extrair o viés (média da diferença) e o desvio padrão da diferença

```
bias_eq <- fixef(lmer_diff_eq)[1]
```

```
sd_diff_eq <- sqrt(sum(as.data.frame(VarCorr(lmer_diff_eq))$vcov))
```

# Definir a função para extrair os parâmetros

```
boot_fun <- function(fit) {
```

```
  bias <- fixef(fit)[1]
```

```
  vc <- as.data.frame(VarCorr(fit))
```

```
  sd_diff <- sqrt(sum(vc$vcov))
```

```

c(bias, bias - 1.96 * sd_diff, bias + 1.96 * sd_diff)
}

# Realizar o bootstrap com bootMer
set.seed(123)
boot_results_eq <- bootMer(
  lmer_diff_eq,
  boot_fun,
  nsim = 10000,
  use.u = TRUE,
  type = "semiparametric"
)

# Extrair as estimativas bootstrap
boot_estimates <- boot_results_eq$t

# Calcular os valores pontuais
bias_eq <- mean(boot_estimates[,1])
loa_lower_eq <- mean(boot_estimates[,2])
loa_upper_eq <- mean(boot_estimates[,3])

# Calcular intervalos de confiança usando percentis
ci_bias_eq <- quantile(boot_estimates[,1], probs = c(0.025, 0.975))
ci_lower_eq <- quantile(boot_estimates[,2], probs = c(0.025, 0.975))
ci_upper_eq <- quantile(boot_estimates[,3], probs = c(0.025, 0.975))

# Exibir os resultados
cat("Bias estimado:", round(bias_eq, 3), "\n")
Bias estimado: -1.478
cat("Intervalo de confiança do bias (percentil):", round(ci_bias_eq[1], 3), "-",
round(ci_bias_eq[2], 3), "\n")
Intervalo de confiança do bias (percentil): -1.587 - -1.378
cat("Limite inferior LoA estimado:", round(loa_lower_eq, 3), "\n")
Limite inferior LoA estimado: -2.35

```

```
cat("Intervalo de confiança do LoA inferior (percentil):", round(ci_lower_eq[1], 3), "-",
round(ci_lower_eq[2], 3), "\n")
```

Intervalo de confiança do LoA inferior (percentil): -2.622 - -2.098

```
cat("Limite superior LoA estimado:", round(loa_upper_eq, 3), "\n")
```

Limite superior LoA estimado: -0.606

```
cat("Intervalo de confiança do LoA superior (percentil):", round(ci_upper_eq[1], 3), "-",
round(ci_upper_eq[2], 3), "\n")
```

Intervalo de confiança do LoA superior (percentil): -0.787 - -0.419

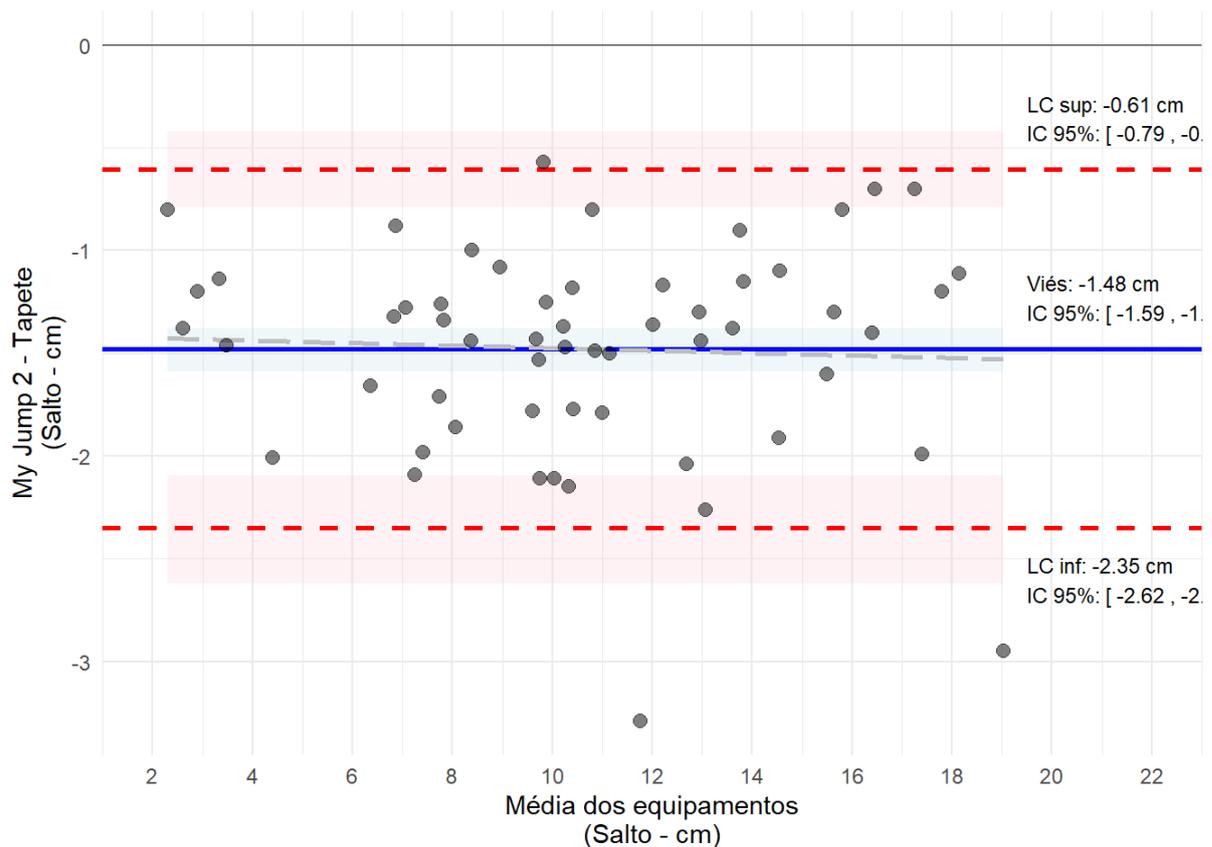
### Gráfico Bland-Altman - Equipamentos

```
ggplot(df, aes(x = mediaEq, y = difEq)) +
  geom_ribbon(aes(ymin = ci_lower_eq[1], ymax = ci_lower_eq[2]), fill = "pink", alpha = 0.2)
+
  geom_ribbon(aes(ymin = ci_upper_eq[1], ymax = ci_upper_eq[2]), fill = "pink", alpha = 0.2)
+
  geom_ribbon(aes(ymin = ci_bias_eq[1], ymax = ci_bias_eq[2]), fill = "lightblue", alpha = 0.2)
+
  geom_hline(yintercept = bias_eq, color = "blue", size = 1) +
  geom_hline(yintercept = loa_upper_eq, color = "red", linetype = "dashed", size = 1) +
  geom_hline(yintercept = loa_lower_eq, color = "red", linetype = "dashed", size = 1) +
  geom_smooth(method = "lm", color = "gray", se = FALSE, linetype = "longdash") +
  geom_point(alpha = 0.5, size = 2.5) +
  geom_hline(yintercept = 0, alpha = .5) +
  #scale_y_continuous(limits = c(-3, 2), breaks = seq(-3, 2, 1)) +
  scale_x_continuous(limits = c(2, 22), breaks = seq(2, 22, 2)) +
  labs(x = "Média dos equipamentos\n(Salto - cm)",
       y = "My Jump 2 - Tapete\n(Salto - cm)") +
  theme_minimal() +
  annotate("text", x = 19.5, y = bias_eq + 0.25,
         label = paste("Viés:", round(bias_eq, 2),'cm',
                        "\nIC 95%: [", round(ci_bias_eq[1], 2), ",", round(ci_bias_eq[2], 2), "]"), hjust
= 0, size = 3) +
  annotate("text", x = 19.5, y = loa_upper_eq + 0.25,
         label = paste("LC sup:", round(loa_upper_eq, 2),'cm',
```

```

"\nIC 95%: [", round(ci_upper_eq[1], 2), ",", round(ci_upper_eq[2], 2), "]"",
hjust = 0, size = 3) +
  annotate("text", x = 19.5, y = loa_lower_eq - 0.25,
    label = paste("LC inf:", round(loa_lower_eq, 2), 'cm',
      "\nIC 95%: [", round(ci_lower_eq[1], 2), ",", round(ci_lower_eq[2], 2), "]"",
hjust = 0, size = 3)
`geom_smooth()` using formula = 'y ~ x'

```



### ICC com Bootstrap - Equipamentos

```

df_long <- df %>%
  pivot_longer(
    cols = c(av1_salto, tapete_de_contato),
    names_to = "equipamento",
    values_to = "valor"
  ) %>%
  mutate(
    equipamento = case_when(
      equipamento == "av1_salto" ~ "My Jump 2",
      equipamento == "tapete_de_contato" ~ "Tapete"
    )
  )

```

```

)
)

# Ajustar o modelo
lmer_icc <- lmer(
  valor ~ equipamento + (1 | id),
  data = df_long,
  control = lmerControl(optimizer = "bobyqa", optCtrl = list(maxfun = 1e5))
)

# Extrair os componentes de variância
vc <- as.data.frame(VarCorr(lmer_icc))

# Componentes de variância
variancia_sujeitos <- vc[vc$grp == "id", "vcov"]
variancia_residual <- vc[vc$grp == "Residual", "vcov"]

# Calcular o ICC
icc <- variancia_sujeitos / (variancia_sujeitos + variancia_residual)

calc_icc_boot <- function(data, indices) {
  # Reamostrar os IDs dos sujeitos
  resampled_ids <- unique(data$id)[indices]
  d <- data %>% filter(id %in% resampled_ids)

  # Ajustar o modelo nos dados reamostrados
  lmer_boot <- lmer(
    valor ~ equipamento + (1 | id),
    data = d,
    control = lmerControl(optimizer = "bobyqa", optCtrl = list(maxfun = 1e5))
  )

  # Extrair componentes de variância
  vc_boot <- as.data.frame(VarCorr(lmer_boot))

```

```

variancia_sujeitos_boot <- vc_boot[vc_boot$grp == "id", "vcov"]
variancia_residual_boot <- vc_boot[vc_boot$grp == "Residual", "vcov"]

# Calcular o ICC
icc_boot <- variancia_sujeitos_boot / (variancia_sujeitos_boot + variancia_residual_boot)

return(icc_boot)
}

# Realizar o bootstrap
set.seed(123)
boot_results <- boot(
  data = df_long,
  statistic = calc_icc_boot,
  R = 10000,
  strata = df_long$id
)

# Calcular intervalos de confiança
ci_bca <- boot.ci(boot_results, type = "bca")

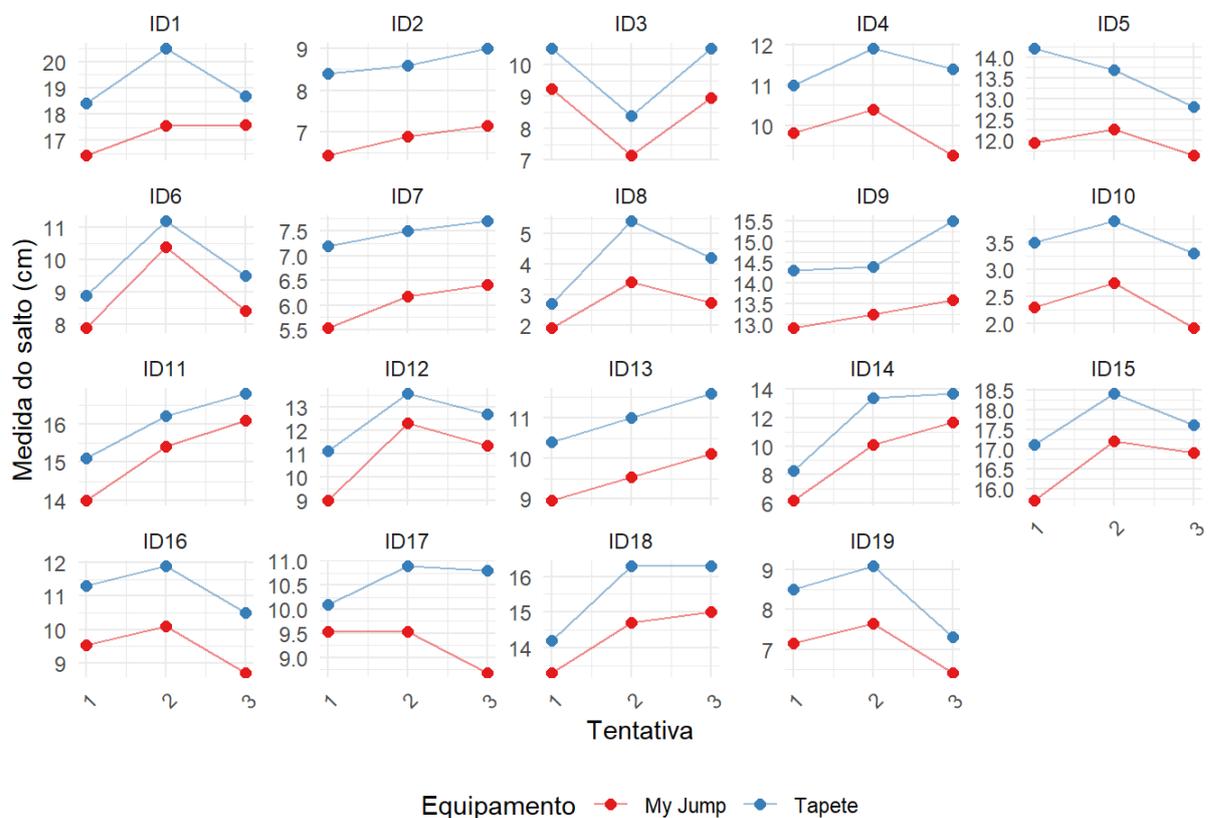
# Exibir os resultados
cat("ICC estimado:", round(icc, 3), "\n")
ICC estimado: 0.947
cat("Intervalo de confiança de 95% (BCa):", round(ci_bca$bca[4], 3), "-",
round(ci_bca$bca[5], 3), "\n")
Intervalo de confiança de 95% (BCa): 0.895 - 0.978
Perfil Individual das Medidas - Equipamentos
df_long_eq <- df |>
  pivot_longer(cols = c(av1_salto, tapete_de_contato),
    names_to = "Equipamento",
    values_to = "Medida") %>%
  mutate(Equipamento = factor(Equipamento,
    levels = c("av1_salto", "tapete_de_contato"),

```

```
labels = c("My Jump", "Tapete"))
```

```
# Gerar gráfico de perfil individual
```

```
ggplot(df_long_eq, aes(x = tentativa, y = Medida, group = interaction(ID_anonimo,
Equipamento), color = Equipamento)) +
  geom_line(alpha = 0.5) +
  geom_point(size = 2) +
  facet_wrap(~ ID_anonimo, scales = "free_y", ncol = 5) +
  labs(
    x = "Tentativa",
    y = "Medida do salto (cm)",
    color = "Equipamento") +
  theme_minimal() +
  theme(legend.position = "bottom",
    axis.text.x = element_text(angle = 45, hjust = 1)) +
  scale_x_continuous(breaks = 1:3) +
  scale_color_brewer(palette = "Set1")
```



## Dados Avaliador 2

```
# 1. Modelo misto para comparar a diferença entre os equipamentos
lmer_diff_eq <- lmer(difEq2 ~ (1|ID_anonimo), data = df, REML = TRUE)

# Extrair o viés (média da diferença) e o desvio padrão da diferença
bias_eq <- fixef(lmer_diff_eq)[1]
sd_diff_eq <- sqrt(sum(as.data.frame(VarCorr(lmer_diff_eq))$vcov))

# Definir a função para extrair os parâmetros
boot_fun <- function(fit) {
  bias <- fixef(fit)[1]
  vc <- as.data.frame(VarCorr(fit))
  sd_diff <- sqrt(sum(vc$vcov))
  c(bias, bias - 1.96 * sd_diff, bias + 1.96 * sd_diff)
}

# Realizar o bootstrap com bootMer
set.seed(123)
boot_results_eq <- bootMer(
  lmer_diff_eq,
  boot_fun,
  nsim = 10000,
  use.u = TRUE,
  type = "semiparametric"
)

# Extrair as estimativas bootstrap
boot_estimates <- boot_results_eq$t

# Calcular os valores pontuais
bias_eq <- mean(boot_estimates[,1])
loa_lower_eq <- mean(boot_estimates[,2])
loa_upper_eq <- mean(boot_estimates[,3])

# Calcular intervalos de confiança usando percentis
```

```

ci_bias_eq <- quantile(boot_estimates[,1], probs = c(0.025, 0.975))
ci_lower_eq <- quantile(boot_estimates[,2], probs = c(0.025, 0.975))
ci_upper_eq <- quantile(boot_estimates[,3], probs = c(0.025, 0.975))

# Exibir os resultados
cat("Bias estimado:", round(bias_eq, 3), "\n")
Bias estimado: -1.114
cat("Intervalo de confiança do bias (percentil):", round(ci_bias_eq[1], 3), "-",
round(ci_bias_eq[2], 3), "\n")
Intervalo de confiança do bias (percentil): -1.202 - -1.031
cat("Limite inferior LoA estimado:", round(loa_lower_eq, 3), "\n")
Limite inferior LoA estimado: -2.078
cat("Intervalo de confiança do LoA inferior (percentil):", round(ci_lower_eq[1], 3), "-",
round(ci_lower_eq[2], 3), "\n")
Intervalo de confiança do LoA inferior (percentil): -2.272 - -1.892
cat("Limite superior LoA estimado:", round(loa_upper_eq, 3), "\n")
Limite superior LoA estimado: -0.151
cat("Intervalo de confiança do LoA superior (percentil):", round(ci_upper_eq[1], 3), "-",
round(ci_upper_eq[2], 3), "\n")
Intervalo de confiança do LoA superior (percentil): -0.321 - 0.025

```

### Gráfico Bland-Altman - Equipamentos

```

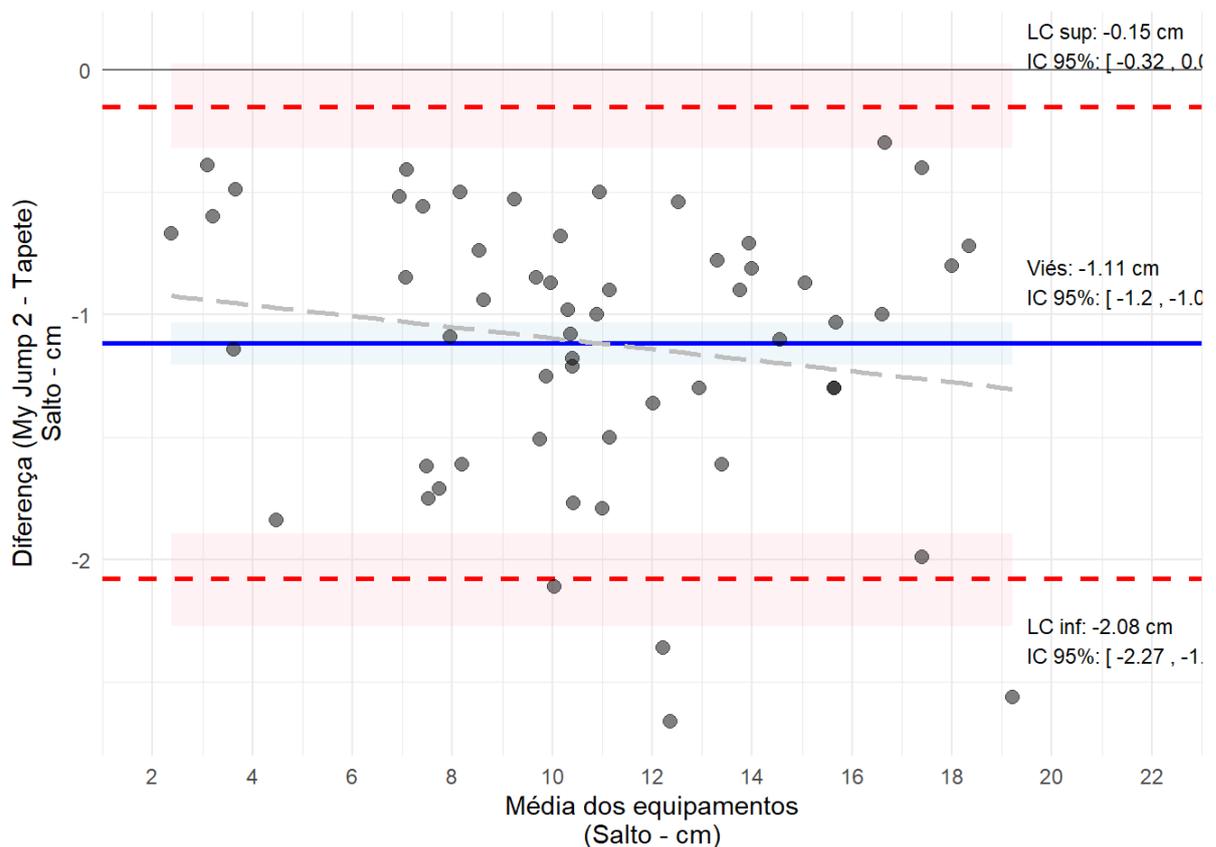
ggplot(df, aes(x = mediaEq2, y = difEq2)) +
  geom_ribbon(aes(ymin = ci_lower_eq[1], ymax = ci_lower_eq[2]), fill = "pink", alpha = 0.2)
+
  geom_ribbon(aes(ymin = ci_upper_eq[1], ymax = ci_upper_eq[2]), fill = "pink", alpha = 0.2)
+
  geom_ribbon(aes(ymin = ci_bias_eq[1], ymax = ci_bias_eq[2]), fill = "lightblue", alpha = 0.2)
+
  geom_hline(yintercept = bias_eq, color = "blue", size = 1) +
  geom_hline(yintercept = loa_upper_eq, color = "red", linetype = "dashed", size = 1) +
  geom_hline(yintercept = loa_lower_eq, color = "red", linetype = "dashed", size = 1) +
  geom_smooth(method = "lm", color = "gray", se = FALSE, linetype = "longdash") +
  geom_point(alpha = 0.5, size = 2.5) +
  geom_hline(yintercept = 0, alpha = .5) +

```

```

#scale_y_continuous(limits = c(-3, 2), breaks = seq(-3, 2, 1)) +
scale_x_continuous(limits = c(2, 22), breaks = seq(2, 22, 2)) +
labs(x = "Média dos equipamentos\n(Salto - cm)",
     y = "Diferença (My Jump 2 - Tapete)\nSalto - cm") +
theme_minimal() +
annotate("text", x = 19.5, y = bias_eq + 0.25,
        label = paste("Viés:", round(bias_eq, 2),'cm',
                      "\nIC 95%: [", round(ci_bias_eq[1], 2), ",", round(ci_bias_eq[2], 2), "]"), hjust
= 0, size = 3) +
annotate("text", x = 19.5, y = loa_upper_eq + 0.25,
        label = paste("LC sup:", round(loa_upper_eq, 2),'cm',
                      "\nIC 95%: [", round(ci_upper_eq[1], 2), ",", round(ci_upper_eq[2], 2), "]"),
hjust = 0, size = 3) +
annotate("text", x = 19.5, y = loa_lower_eq - 0.25,
        label = paste("LC inf:", round(loa_lower_eq, 2), 'cm',
                      "\nIC 95%: [", round(ci_lower_eq[1], 2), ",", round(ci_lower_eq[2], 2), "]"),
hjust = 0, size = 3)
`geom_smooth()` using formula = 'y ~ x'

```



## ICC com Bootstrap - Equipamentos

```

df_long <- df %>%
  pivot_longer(
    cols = c(av2_salto, tapete_de_contato),
    names_to = "equipamento",
    values_to = "valor"
  ) %>%
  mutate(
    equipamento = case_when(
      equipamento == "av2_salto" ~ "My Jump 2",
      equipamento == "tapete_de_contato" ~ "Tapete"
    )
  )

# Ajustar o modelo
lmer_icc <- lmer(
  valor ~ equipamento + (1 | id),
  data = df_long,
  control = lmerControl(optimizer = "bobyqa", optCtrl = list(maxfun = 1e5))
)

# Extrair os componentes de variância
vc <- as.data.frame(VarCorr(lmer_icc))

# Componentes de variância
variancia_sujeitos <- vc[vc$grp == "id", "vcov"]
variancia_residual <- vc[vc$grp == "Residual", "vcov"]

# Calcular o ICC
icc <- variancia_sujeitos / (variancia_sujeitos + variancia_residual)

calc_icc_boot <- function(data, indices) {
  # Reamostrar os IDs dos sujeitos
  resampled_ids <- unique(data$id)[indices]

```

```

d <- data %>% filter(id %in% resampled_ids)

# Ajustar o modelo nos dados reamostrados
lmer_boot <- lmer(
  valor ~ equipamento + (1 | id),
  data = d,
  control = lmerControl(optimizer = "bobyqa", optCtrl = list(maxfun = 1e5))
)

# Extrair componentes de variância
vc_boot <- as.data.frame(VarCorr(lmer_boot))
variancia_sujeitos_boot <- vc_boot[vc_boot$grp == "id", "vcov"]
variancia_residual_boot <- vc_boot[vc_boot$grp == "Residual", "vcov"]

# Calcular o ICC
icc_boot <- variancia_sujeitos_boot / (variancia_sujeitos_boot + variancia_residual_boot)

return(icc_boot)
}

# Realizar o bootstrap
set.seed(123)
boot_results <- boot(
  data = df_long,
  statistic = calc_icc_boot,
  R = 10000,
  strata = df_long$id
)

# Calcular intervalos de confiança
ci_bca <- boot.ci(boot_results, type = "bca")

# Exibir os resultados
cat("ICC estimado:", round(icc, 3), "\n")

```

ICC estimado: 0.947

```
cat("Intervalo de confiança de 95% (BCa):", round(ci_bca$bca[4], 3), "-",
round(ci_bca$bca[5], 3), "\n")
```

Intervalo de confiança de 95% (BCa): 0.895 - 0.977

### **Perfil Individual das Medidas - Equipamentos**

```
df_long_eq <- df |>
```

```
  pivot_longer(cols = c(av2_salto, tapete_de_contato),
               names_to = "Equipamento",
               values_to = "Medida") %>%
  mutate(Equipamento = factor(Equipamento,
                               levels = c("av2_salto", "tapete_de_contato"),
                               labels = c("My Jump", "Tapete")))
```

# Gerar gráfico de perfil individual

```
ggplot(df_long_eq, aes(x = tentativa, y = Medida, group = interaction(ID_anonimo,
Equipamento), color = Equipamento)) +
  geom_line(alpha = 0.5) +
  geom_point(size = 2) +
  facet_wrap(~ ID_anonimo, scales = "free_y", ncol = 5) +
  labs(
    x = "Tentativa",
    y = "Medida do salto (cm)",
    color = "Equipamento") +
  theme_minimal() +
  theme(legend.position = "bottom",
        axis.text.x = element_text(angle = 45, hjust = 1)) +
  scale_x_continuous(breaks = 1:3) +
  scale_color_brewer(palette = "Set1")
```

