

Pedro Henrique Tolentino Bandeira Mendonça

**AVALIAÇÃO DE ASSIMETRIAS BILATERAIS NO AGACHAMENTO NAS
CONDIÇÕES CALÇADO E DESCALÇO POR MEIO DO *STATISTICAL
PARAMETRIC MAPPING (SPM)*: resultados preliminares**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2021

Pedro Henrique Tolentino Bandeira Mendonça

**AVALIAÇÃO DE ASSIMETRIAS BILATERAIS NO AGACHAMENTO NAS
CONDIÇÕES CALÇADO E DESCALÇO POR MEIO DO *STATISTICAL
PARAMETRIC MAPPING (SPM)*: resultados preliminares**

Dissertação apresentada para qualificação no Programa de Pós-Graduação em Ciências do Esporte da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências do Esporte.

Área de Concentração: Análise de métodos para o desempenho humano e esportivo

Orientador: Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade
Coorientador: Prof. Dr. Gustavo Henrique da Cunha Peixoto
Cançado

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional/UFMG

2021

M539a Mendonça, Pedro Henrique Tolentino Bandeira
2021 Avaliação de assimetrias bilaterais no agachamento nas condições calçado e descalço por meio do Statistical Parametric Mapping (SPM): resultados preliminares. [manuscrito] / Pedro Henrique Tolentino Bandeira Mendonça – 2021.
65 f.: il.

Orientador: André Gustavo Pereira de Andrade
Coorientador: Gustavo Henrique da Cunha Peixoto Cançado

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
Bibliografia: f. 46-51

1. Biomecânica – Teses. 2. Sistema musculoesquelético – ferimentos e lesões – Teses. 3. Articulações – amplitude e movimento – Teses. 4. Membros inferiores – Teses. 5. Joelhos – Teses. I. Andrade, André Gustavo Pereira de. II. Cançado, Gustavo Henrique da Cunha Peixoto. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 612.76

Ficha catalográfica elaborada pelo bibliotecário Danilo Francisco de Souza Lage, CRB 6: n° 3132, da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO ESPORTE

FOLHA DE APROVAÇÃO

AVALIAÇÃO DE ASSIMETRIAS BILATERAIS NO AGACHAMENTO NAS CONDIÇÕES CALÇADO E DESCALÇO POR MEIO DO STATISTICAL PARAMETRIC MAPPING (SPM): RESULTADOS PRELIMINARES

PEDRO HENRIQUE TOLENTINO BANDEIRA MENDONÇA

Dissertação submetida à 369ª Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS DO ESPORTE, como requisito para obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS DO ESPORTE, área de concentração TREINAMENTO ESPORTIVO.

Aprovada em 15 de dezembro de 2021, pela banca constituída pelos membros:

Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade (Orientador) – UFMG

Profa. Dra. Juliana de Melo Ocarino – UFMG

Prof. Dr. Felipe Pivetta Carpes – UNIPAMPA

Belo Horizonte, 15 de dezembro de 2021.



Documento assinado eletronicamente por **Andre Gustavo Pereira de Andrade, Coordenador(a) de curso de pós-graduação**, em 17/12/2021, às 18:07, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.



Documento assinado eletronicamente por **Juliana de Melo Ocarino, Professora do Magistério Superior**, em 05/01/2022, às 10:19, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.



Documento assinado eletronicamente por **Felipe Pivetta Carpes, Usuário Externo**, em 26/04/2022, às 14:19, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **1157484** e o código CRC **1B99C746**.

AGRADECIMENTOS

Definitivamente quando ingressei no Mestrado não estavam nos meus planos passar por todo esse processo em meio a uma pandemia. Mas se houve algo que essa época me ensinou é que não estamos sozinhos e que não há como construir um trabalho científico sem a ajuda de muitas pessoas e é a elas que sou imensamente grato.

Primeiramente sou grato aos meus avós que de diferentes maneiras além de terem sido um grande apoio, foram uma grande fonte de inspiração. Eu sinceramente espero que onde quer que vocês estejam eu tenha feitos vocês orgulhosos.

Aos meus pais que me forneceram todo apoio para que eu chegasse até aqui. Me sinto imensamente afortunado por ter a família que tenho e por todo apoio que ela me oferece.

Ao meu irmão, João, que é um exemplo de superação e que me lembra todos dias que independente das nossas deficiências nós sempre somos capazes de alcançar feitos fantásticos.

A minha Tia Telene, que nos momentos mais difíceis foi meu porto seguro em meio a tempestade. Definitivamente eu não teria chegado até aqui sem a sua ajuda e não há como agradecer o suficiente por isso.

Ao meu sobrinho Arthur, por ser uma estrela tão especial e única.

Ao meu namorado Paulo por ter escutado todas minhas reclamações, por ter me dado tantos conselhos, por ter sido o elo mais forte quando as coisas ficavam difíceis. Obrigado por ter acolhido cada lágrima e comemorado cada vitória ao longo de todo esse processo e por ser esse exemplo de amor e consideração.

Aos amigos Rodolfo, Luiz e Marcos que sempre estavam ali para me apoiar, tirar minhas dúvidas, ou serem literalmente um ombro amigo. Parte desse trabalho só foi possível graças a várias idas ao podrão, algumas taças de vinho e muitos desabafos no whatsapp.

À minha fantástica mesa de Dungeons&Dragons. Se teve algo que me ajudou a manter o ânimo para encarar todos os desafios que esses tempos impuseram foi esse

grupo que casualmente se reúne para explorar masmorras e derrotar sapos. Gaby, Pedro e Ricardo, vocês são fantásticos.

Também não posso deixar de agradecer ao Pedro Ogando, Suene e Wesley. A gente se conheceu com o emocional completamente abalado após a prova de seleção do mestrado e por um advento do destino viemos todos a nos tornar não só colegas de turma, mas verdadeiros amigos. A pandemia pode ter acabado com nossas reuniões pra tomar um café, mas ela não impediu que ajudássemos uns aos outros a chegarmos até o fim do mestrado.

À CAPES pelo apoio financeiro.

Aos professores do BIOLAB Mauro Heleno Chagas, grande mestre e meu eterno exemplo de professor e Gustavo Peixoto, pelas críticas sempre construtivas e engrandecedoras.

A todos meus colegas do laboratório que de alguma forma me ajudaram e me deram auxílio quando eu precisei.

A Professora Amanda Silvatti e a Universidade Federal de Viçosa sem as quais esse trabalho não seria possível. Meu imenso agradecimento por todo suporte e por toda atenção dada a esse projeto.

Ao professor Stuart Mcerlain-Naylor que é uma das pessoas mais incríveis que tive o prazer de conhecer. Obrigado pelo apoio na análise de dados, pelo suporte e pela paciência.

E por último, mas não menos importante ao meu Orientador André por ter principalmente me aceito como seu orientando. Obrigado por todas as oportunidades oferecidas ao longo dessa formação, por todos os conselhos, pelas inúmeras correções e puxões de orelha e por ter me inspirado a continuar minha formação dentro da biomecânica.

Por fim, agradeço a todos que de alguma forma direta ou indiretamente contribuíram para que esse trabalho fosse possível.

“It’s vital to remember who you really are. It’s very important. It isn’t a good idea to rely on other people or things to do it for you, you see. They always get it wrong.”

Terry Pratchett

RESUMO

A influência do uso ou não de calçados sobre a cinemática e a assimetria no agachamento é apontada como um fator de influência nas lesões e no desempenho. Entretanto, os resultados ainda são controversos. A maioria dos estudos anteriores investigou a cinemática e quantificou as assimetrias a partir de valores de máximo e mínimo dos ângulos, o que, em nosso entendimento, despreza informações importantes da curva ângulo-tempo em diferentes articulações. O presente estudo, avaliou o impacto do uso ou não de calçados sobre a cinemática e a assimetria no agachamento com barra em nove sujeitos treinados, a 85% de uma repetição máxima, por meio do *Statistical Parametric Mapping* (SPM). Os resultados não mostraram diferenças significativas na cinemática do movimento em ambas as situações (calçado vs descalço) como também não demonstraram influenciar de maneira significativa a assimetria do movimento. Concluímos que as assimetrias são muito individuais e a alta variabilidade observada, principalmente, nas articulações do quadril e tornozelo, podem ter contribuído para a falta de evidências em encontrar padrões assimétricos, independente do uso do calçado. Entretanto, a possibilidade de usar SPM para identificar regiões do movimento influenciadas por uma determinada condição experimental, nível de treinamento ou nível de fadiga de uma maneira estatisticamente rigorosa podem fornecer uma contribuição significativa para a análise e compreensão da assimetria na Biomecânica do esporte. Sugere-se, em estudos futuros, ampliar o tamanho amostral, analisar outros planos do movimento além de outras intensidades.

Palavras-chave: Agachamento. *Statistical Parametric Mapping*. Assimetrias Bilaterais. Calçados. Análise de séries temporais.

ABSTRACT

The impact in the kinematic of the squat of the use or not of shoes and the presence of asymmetries is related as a factor who can interfere with performance and the incidence of injuries. Nonetheless, the results are controversial. Most previous studies investigated the kinematic and qualify the asymmetries from minimum and maximum values of the angles, which, in our point of view, despise valuable data from the time-angle curve in different joints. The present study, evaluated the impact of the use or not of shoes on the kinematic and asymmetries of the lower limb during the back squat in nine subjects, with experience in the execution of the exercise, at 85% of one maximal repetition, through a Statistical Parametrical Mapping (SPM). The results don't show significative differences in the kinematic of the movement in both conditions (shoes x no shoes) as well the presence or not of shoes don't significantly interfere with movement asymmetry. We conclude that asymmetries are very individual and the high variability observed, principally, in the hip and ankle joints, may have contributed for the lack of evidences in finding asymmetric patterns, regardless of the condition (shoe or no shoe). However, the possibility of using SPM for identify, in a statistically rigorous way, movement areas influenced by experimental conditions, training level or training fatigue can provide a significant contribution for the analysis and understanding of the asymmetries in the Sports Biomechanics. Future studies with a larger sample size, analysis in other planes of motion, and with more diverse loads are suggested by the research group.

Keywords: Squat. Statistical Parametric Mapping. Bilateral asymmetry. Shoes. Functional analysis.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1** – Disposição das 11 câmeras do sistema de captura de movimento em torno das duas plataformas de força.
- Figura 2** – Esquema de posicionamento dos marcadores e Reconstrução do segmento dos membros inferiores
- Figura 3** – Transformação de série temporal em dado funcional
- Figura 4** – Bases de *Fourier*
- Figura 5** – Exemplo do resultado da ANOVA comparando três velocidades da marcha por meio do SPM
- Figura 6** – Exemplo de reconstrução de um sinal
- Figura 7** – Exemplo de sinais antes e após o procedimento registro
- Figura 8** – Gráficos comparativos dos resultados do teste post-hoc de Bonferroni para cada articulação durante a execução do agachamento com e sem calçado por meio do SPM.
- Figura 9** – Gráficos comparativos dos resultados do teste post-hoc de Bonferroni comparando as assimetrias durante a execução do agachamento com e sem calçado por meio do SPM

LISTA DE TABELA

Tabela 1 - Caracterização da Amostra

LISTA DE ABREVIATURAS

| | |
|------|---|
| 2D | Duas dimensões |
| 3D | Três dimensões |
| 0D | Zero dimensões |
| ACSM | <i>American College of Sports Medicine</i> |
| NSCA | <i>National Strength e Conditioning Association</i> |
| PET | <i>Positron Emission Tomography</i> |
| RM | Repetição máxima |
| RMN | Ressonância magnética nuclear |
| ROI | Regiões de interesse |
| SPM | <i>Statistical Parametric Mapping</i> |

SUMÁRIO

| | |
|--|----|
| 1. INTRODUÇÃO | 14 |
| 1.1 Objetivo..... | 21 |
| 1.2 Hipótese..... | 21 |
| 2. MATERIAIS E MÉTODOS | 22 |
| 2.1 Procedimentos éticos..... | 22 |
| 2.2 Amostra..... | 22 |
| 2.3 Protocolo de Coleta..... | 24 |
| 2.4 Análise Cinemática do Movimento..... | 26 |
| 2.5 Análise de dados..... | 28 |
| 2.6 Análise de estatística..... | 38 |
| 3. RESULTADOS | 39 |
| 4. DISCUSSÃO | 43 |
| 4.1 Influência do uso de calçados na cinemática do agachamento..... | 43 |
| 4.2 Influência do uso de calçados nas assimetrias bilaterais de membro inferior durante a execução do agachamento..... | 45 |
| 5. CONCLUSÃO | 47 |
| REFERÊNCIAS | 48 |
| APÊNDICES | 54 |
| ANEXOS | 63 |

1 INTRODUÇÃO

O agachamento livre com barra é um dos mais populares e estudados exercícios de força e condicionamento físico. Ele não só tem aplicações importantes para o desempenho esportivo (MILETELLO *et al.*, 2009; SEITZ *et al.*, 2014), mas também é frequentemente utilizado no ambiente de reabilitação (COMFORT *et al.*, 2010). Neste sentido, na literatura são encontrados diversos estudos que analisaram a biomecânica do agachamento com barra com diferentes finalidades tais como, a sua caracterização por meio da análise tridimensional do movimento (ESCAMILLA *et al.*, 2001), a verificação das forças internas (COTTER *et al.*, 2010) e contribuições dos músculos aos torques produzidos durante o movimento (CLARK *et al.*, 2012; VIGOTSKY *et al.*, 2016).

Em relação a técnica de execução do agachamento livre com barra, ela se inicia com o indivíduo na posição de pé com os joelhos e quadril estendidos. Em seguida há uma fase excêntrica que envolve a flexão do quadril, joelhos e tornozelo que pode atingir três profundidades: meio agachamento (45° de flexão do joelho); agachamento paralelo (90° de flexão de joelho) e agachamento profundo ou completo (acima de 90° de flexão do joelho). Após atingir a profundidade desejada o praticante então reverte a execução, iniciando a fase concêntrica do movimento, através da extensão das articulações do quadril, joelho e tornozelo até retornar à posição inicial (COMFORT e KASIM, 2007; SCHOENFELD, 2010; MYER *et al.*, 2014; LORENZETTI *et al.*, 2018). Por envolver um grande número de articulações para sua execução existe a possibilidade que diferentes indivíduos utilizem de diferentes estratégias para sua execução (MCALLISTER e COSTIGAN, 2019).

A *National Strength e Conditioning Association* (NSCA), estabelece que uma postura ótima para execução do agachamento se baseia nos pés afastados um pouco acima ou na largura dos ombros, pés na posição confortável ao praticante e olhar direcionado a frente ou para cima. Durante a execução do exercício é recomendado que não se limite o movimento dos joelhos e que o tronco se mantenha o mais ereto possível. Essas recomendações são baseadas em resultados que demonstram que a execução do agachamento com maior flexão de tronco está relacionada a aumento das forças de cisalhamento sobre as vértebras e a uma menor tolerância dessas a sobrecarga devido menor ação dos músculos estabilizadores (SCHOENFELD, 2010;

MYER *et al.*, 2014). Além disso limitar a movimentação dos joelhos para frente está associada a um aumento da sobrecarga sobre as articulações do quadril e lombar (COMFORT e KASIM, 2007), por outro lado a flexão excessiva dessa articulação (após a linha dos pés) está associada ao aumento das forças de cisalhamento sobre as articulações tibiofemoral e patelofemoral devido ao deslizamento anterior da tíbia em relação ao fêmur, o que também desencadeia um maior estresse sobre os ligamentos cruzados responsáveis por estabilizar a articulação (COMFORT e KASIM, 2007; SCHOENFELD, 2010).

Além disso, outro aspecto que pode influenciar na técnica de execução do agachamento livre com barra diz respeito a realização desse exercício com o uso de calçados ou descalço (SATO *et al.*, 2013; SINCLAIR *et al.*, 2015; SOUTHWELL *et al.*, 2016; LEE *et al.*, 2019). Dessa forma, um dos objetivos deste estudo foi investigar o efeito de se realizar esse exercício calçado e descalço na cinemática de membros inferiores durante a execução do agachamento a uma intensidade de 85% de uma repetição máxima (85%1RM).

Sato *et al.* (2013) utilizaram a análise cinemática de duas dimensões (2D) para avaliar a execução do agachamento livre com barra a 60% de uma repetição máxima (1RM) com e sem calçados em atletas com experiência na execução do exercício. Os resultados mostraram que os ângulos de flexão do joelho foram maiores na condição descalça que também apresentou menores ângulos de inclinação do tronco. Por sua vez Sinclair *et al.* (2015) avaliaram praticantes recreativos de musculação na execução do exercício a 70% de 1RM nas condições descalço e com diferentes tipos de calçado (minimalista, corrida e levantamento de peso), por meio da cinemática tridimensional (3D). Ao contrário dos resultados obtidos por Sato *et al.* (2013) a articulação do joelho apresentou maiores amplitudes de movimento e ângulos de flexão durante a condição calçada. Southwell *et al.* (2016) avaliaram levantadores de peso executando o agachamento livre com barra a 80% de 1RM através de cinemática 3D, nas condições descalço e com diferentes tipos de calçado (corrida e de levantamento de peso). Assim como em Sinclair *et al.* (2015) foram encontrados maiores ângulos de flexão do joelho durante a execução calçada e ao contrário de Sato *et al.* (2013) maiores ângulos de inclinação do tronco para frente foram identificados na condição descalça. Além disso a condição descalça apresentou maiores ângulos de flexão do quadril e de dorsiflexão, enquanto a calçada favoreceu

maiores ângulos de flexão plantar. Por fim Lee *et al.* (2019) avaliaram praticantes recreativos de levantamento de peso na execução do agachamento a 80% de 1RM nas condições descalça e com diferentes calçados (corrida e levantamento de peso) e não encontraram diferenças significativas entre as condições apesar de afirmarem que a condição calçada apresentou uma tendência em gerar maiores ângulos de flexão do joelho em comparação a condição descalça.

Os resultados dos estudos envolvendo a investigação da influência do calçado no agachamento livre com barra são controversos. Em relação aos estudos revisados, alguns aspectos metodológicos podem ter contribuído para as diferenças entre os estudos, especialmente o fato de que as pesquisas citadas se valeram de valores discretos (valores de picos de flexão e extensão) para a análise do padrão de movimento. A utilização desses valores despreza informações importantes que podem estar contidas ao longo da série temporal do exercício (BISHOP *et al.*, 2016; TAM *et al.*, 2017; SAYERS *et al.*, 2020a). Segundo Pataky *et al.*, (2013), ao se realizar análises zero-dimensionais (0D) para hipóteses que não são 0D, como no caso de detectar diferenças na execução de um movimento através da análise de valores de pico (um escalar) pode favorecer maiores chances de erro do tipo I (afirmar que há diferença entre os valores médios quando não há). Neste caso, as diferenças encontradas nos estudos previamente citados poderiam ser ao acaso (PATAKY *et al.*, 2015.).

Assim sendo uma alternativa a análise discreta do movimento está no uso da análise de séries temporais, que permite a avaliação do padrão de movimento em diferentes fases e não apenas em alguns instantes (TAM *et al.*, 2017; SOARES *et al.*, 2021). Essas análises se baseiam na conversão de dados discretos da série temporal de um exercício em uma função matemática, o que favorece a análise do ciclo completo do movimento (WARMENHOVEN *et al.*, 2018; DANNENMAIER *et al.*, 2020; SAYERS *et al.*, 2020a). A análise de séries temporais tem sido utilizada na avaliação da marcha (ANDRADE *et al.*, 2014; PARK *et al.*, 2017), na avaliação de assimetrias na corrida (TAM *et al.*, 2017), no ciclismo (SOARES *et al.*, 2021) e em movimentos do levantamento de peso (BERNARDINA *et al.*, 2021).

Outro aspecto pouco considerado na literatura em relação ao agachamento livre com barra é a influência da assimetria no desempenho, bem como se esta é modificada em função do uso do calçado. Recentemente, alguns estudos buscaram

compreender a relação entre as assimetrias bilaterais e o desempenho esportivo, mensurado por meio da avaliação de saltos verticais e tarefas de agilidade (BENJANUVATRA *et al.*, 2013, BALL; STOCK; SCURR, 2010, FOUSEKIS; TSEPIS; VAGENAS, 2010; YOSHIOKA *et al.*, 2010; 2011; YOUNG; JAMES; MONTGOMERY, 2002), sendo que a assimetria bilateral refere-se a diferença na função ou desempenho de um membro em relação ao outro em função de diferentes fatores que podem variar da especificidade de um gesto esportivo a questões inerentes a cada indivíduo (FLANAGAN e SALEM, 2007; STODÓŁKA e SOBERA, 2017; HEIL *et al.*, 2020; BISHOP, 2021). Em exercícios bilaterais como o agachamento livre com barra, espera-se uma demanda simétrica na produção de força e na cinemática do movimento devido à sua característica de execução. No entanto, como demonstrado por Flanagan e Salem (2007), ao analisar assimetrias de força em 18 indivíduos jovens (9 homens e 9 mulheres) com experiência na execução desse exercício, os torques articulares para cada membro se apresentaram diferentes independente da carga ou do gênero dos praticantes. A interferência dessas assimetrias no desempenho esportivo vem sendo amplamente estudado na literatura (McCURDY e LANGFORD, 2005; FLANAGAN e SALEM, 2007; CARPES *et al.*, 2010; KOBAYASHI *et al.*, 2010; SATO e HEISE, 2012; BAZYLER *et al.*, 2014; BAILEY *et al.*, 2015; BISHOP *et al.*, 2018; MALONEY, 2019; McALLISTER e COSTIGAN, 2019; SAYERS *et al.*, 2020a; HELME *et al.*, 2021). Em sua revisão quanto a relação entre assimetrias e lesões Helme *et al.* (2021) apontam que apesar da moderada para baixa qualidade dos artigos encontrados são recorrentes os achados que associam esses dois fatores. Carpes *et al.* (2010) ao revisarem estudos que analisaram assimetrias em ciclistas e corredores apontam que aparentemente assimetrias ocorrem durante frequências de movimento auto-selecionadas e que elas tendem a desaparecer quando os indivíduos são demandados a elevar a intensidade do exercício. Os autores argumentam que uma possível interpretação para esse achado está no fato de que assimetrias, por alguma razão, são um método preferido por esses indivíduos para locomoção, fato que só é revertido em situações que demandem o extremo de sua capacidade. Assimetrias de força, por sua vez, parecem estar associadas a piores desempenhos no salto, na precisão de chutes, em testes de esforço no ciclismo e no desempenho de testes de força máxima (CARPES *et al.*, 2010; BISHOP *et al.*, 2018; MALONEY, 2018; ARBOIX-ALIÓ *et al.*, 2020; SOARES *et al.*, 2021).

No que diz respeito ao agachamento com barra, Sato e Heise (2012) analisaram 28 indivíduos com experiência na execução do exercício divididos entre um grupo simétrico e outro assimétrico, estabelecidos através de um teste estático de distribuição do peso, e demonstraram que maiores níveis de assimetria estão associados a uma menor estabilidade da barra durante a execução do exercício. Bazylar *et al.* (2014), analisaram o agachamento em grupos de levantadores de peso novatos e experientes e encontraram como resultado que indivíduos menos treinados em força apresentam maiores índices de assimetria em comparação aos mais treinados. Kobayashi *et al.* (2010) ao analisarem a cinética e cinemática do agachamento executado por atletas de salto em distância em três intensidades distintas (50, 70 e 90% de 3RM), não identificaram uma relação entre o aumento de intensidade e assimetrias. Por outro lado, o membro inferior utilizado para apoio durante os saltos apresentou maiores picos de torques e menores ângulos de flexão do quadril do que o membro contralateral. Além disso os autores também encontraram diferenças significativas quanto ao pico de torque no tornozelo da perna usada como apoio para o salto na intensidade de 90% de 3RM.

Uma possível justificativa para os achados de Kobayashi *et al.* (2010) pode estar relacionado ao sistema referente ao controle postural no membro inferior (WINTER, 1995; WANG e NEWELL, 2012). Durante a posição de pé dois mecanismos independentes no membro inferior entram em ação de maneira a controlar o balanço e postura do corpo; um no tornozelo exercendo esse controle no plano antero-posterior (AP) e um no quadril, através de uma estratégia de controle de carga sobre a articulação, no plano médio-lateral (ML) (WINTER, 1995). Porém em situações assimétricas, onde há um aumento da carga sobre um dos membros, há uma redução na ação do mecanismo ML o que possivelmente ocasiona maiores torques no tornozelo do pé onde incidem as maiores cargas numa tentativa de estabilização da postura (WANG e NEWELL, 2012).

Por sua vez Sayers *et al.* (2020a) e Sayers *et al.* (2020b) se utilizaram de análises de séries temporais para avaliar o impacto do uso de plataformas inclinadas na cinética e cinemática do agachamento livre com barra com carga a 50% do peso corporal do praticante, em indivíduos novatos e experientes no treinamento de força. Sayers *et al.* (2020a) não identificaram diferenças nas assimetrias bilaterais de membro inferior nas execuções com e sem a plataforma em ambos os grupos. Já

Sayers *et al.* (2020b) detectaram que praticantes novatos apresentaram uma diferença significativa ($p < 0,001$) nos momentos das vertebbras L4/L5 durante os instantes finais do agachamento em comparação ao grupo treinado e que essa diferença se tornou não significativa quando o exercício foi realizado na plataforma. Os resultados demonstram uma vantagem dos métodos de análise de série temporal ao possibilitar a análise completa do ciclo de movimento. No entanto os resultados apresentados se baseiam na execução do exercício na presença de calçados, ainda restando dúvidas quanto a qual seria o impacto da execução desse mesmo exercício na cinemática e nas assimetrias bilaterais de membro inferior na ausência desse acessório.

De fato, existe uma carência de dados experimentais que possam dar suporte a utilização ou não de calçados, e avaliar sua relação com a cinemática do movimento de cada membro durante a execução do agachamento livre com barra. De acordo com Young, James e Montgomery (2002) e Fousekis, Tsepis e Vagenas (2010) é possível que a presença de assimetria bilateral de membros inferiores (MMII) seja capaz de modificar o desempenho de gestos esportivos e, nesta perspectiva, é esperado que o agachamento tenha a sua cinemática alterada pela presença de assimetrias bilaterais. Mesmo que a cinemática não se altere, compreender como se organizam os padrões cinemáticos do movimento, nas condições calçada e descalça, pode fornecer subsídios a treinadores a compreender a influência desses acessórios em um movimento muito utilizado no controle do treinamento (SCHOENFELD, 2010; CLARK *et al.*, 2012; LORENZETTI *et al.*; 2018) e em movimentos esportivos específicos (MILETELLO *et al.*, 2009; SWINTON *et al.*, 2012).

Sendo assim, o presente estudo pretende investigar o efeito da utilização ou não de calçados no agachamento livre com barra sobre os ângulos de tornozelo, joelho e quadril, no plano sagital, e sobre a assimetria da cinemática dessas articulações ao longo de todo o exercício.

No melhor do nosso conhecimento essa é uma das primeiras pesquisas que visa avaliar o impacto do uso de calçados sobre assimetrias bilaterais durante o agachamento livre com barra através do uso do SPM. Nós hipotetizamos que a condição calçada, por oferecer maior estabilização ao praticante, irá apresentar as articulações do quadril, joelho e tornozelo como mais simétricas em relação a condição descalça. Diferenças entre a cinemática do agachamento entre as condições

calçado e descalço também serão avaliadas dado que não há, no nosso entendimento, um consenso quanto a quais alterações seriam esperadas nas articulações do tronco, quadril, joelho e tornozelo ao se executar esse movimento na presença ou ausência de calçados. Esperamos encontrar, em concordância a artigos prévios que se utilizaram de um design semelhante ao nosso (SINCLAIR *et al.*, 2015; SOUTHWELL *et al.*, 2016; LEE *et al.*, 2019) maiores ângulos de flexão do joelho e flexão plantar na condição calçada, e maiores ângulos de flexão do tronco, do quadril e de dorsiflexão na condição descalça.

1.1 OBJETIVOS

Os objetivos do presente estudo são:

- I) Comparar a cinemática do movimento agachamento com barra livre, por meio da análise da série temporal dos ângulos das articulações do tornozelo, joelho, quadril e tronco nas condições calçado e descalço.
- II) Comparar a assimetria do membro inferior nas condições calçado e descalço na execução do movimento agachamento com barra livre, por meio da análise da série temporal.

1.2 HIPÓTESES

- I) O uso de calçados levará a maiores ângulos de flexão do joelho e flexão plantar enquanto a condição descalça apresentará maiores ângulos de flexão do tronco, do quadril e de dorsiflexão.
- II) A condição calçada se apresente como mais simétrica em relação a condição descalça.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Procedimentos éticos

Esse estudo respeitou todas as normas estabelecidas pelo Conselho Nacional de Saúde (Resolução 466/12) envolvendo pesquisas com seres humanos e foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (CAAE: 50717321.3.0000.5149) a um parecer externo.

Inicialmente foi realizada uma reunião com cada voluntário na qual foram fornecidas informações sobre os objetivos e procedimentos adotados durante a pesquisa. Todos os voluntários leram e assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, relatando estarem cientes dos riscos relacionados à participação na pesquisa e que, a qualquer momento, poderiam deixar de participar do estudo.

2.2 Amostra

O presente trabalho caracteriza-se como um estudo de coorte transversal. A amostra foi composta por nove sujeitos, do sexo masculino, com idade entre 20 e 40 anos, com as seguintes características:

Tabela 2 - Caracterização da Amostra

| | Idade (anos) | Massa (kg) | Estatura (m) | IMC (kg/m²) | Lateralidade |
|----------------------|---------------------|-------------------|---------------------|-------------------------------|---------------------|
| 1 | 25 | 89 | 1,82 | 26,87 | Direito |
| 2 | 29 | 74 | 1,69 | 25,91 | Ambidestro |
| 3 | 20 | 72 | 1,76 | 23,24 | Ambidestro |
| 4 | 20 | 78 | 1,67 | 27,97 | Direito |
| 5 | 21 | 79 | 1,83 | 23,59 | Direito |
| 6 | 19 | 73 | 1,77 | 23,30 | Direito |
| 7 | 20 | 67 | 1,65 | 24,61 | Direito |
| 8 | 28 | 60 | 1,68 | 21,26 | Direito |
| 9 | 25 | 78 | 1,71 | 26,67 | Direito |
| Média | 23 | 74,44 | 1,73 | 24,82 | |
| Desvio padrão | ±3,8 | ±8,14 | ±0,07 | ±2,17 | |

Cabe ressaltar que devido à pandemia do SARS-CoV-2 não foi possível ampliar o número de indivíduos coletados, mas pretendemos fazê-lo tão logo seja possível para que tenhamos mais robustez nos resultados obtidos.

Para avaliação da lateralidade nos indivíduos foi aplicado um Questionário de predominância de uso de um pé de *Waterloo* revisado para avaliar a predominância de membro (GROUIOS *et al.*, 2009; CAMARGOS *et al.*, 2017).

Os seguintes critérios de inclusão foram adotados: Ter, no mínimo, prática de um ano de experiência em agachamento com a barra nas costas e familiaridade em agachar descalço. Quanto aos critérios de exclusão, foram excluídos do estudo os indivíduos que apresentassem algum tipo de lesão muscular ou articular, bem como qualquer outro fator que pudesse comprometer a execução do exercício.

2.3 Protocolo de coleta

A divulgação do estudo aconteceu por meio de e-mails às academias e contato via redes sociais, indicando os objetivos do estudo e cadastramento de voluntários. Os interessados eram então encaminhados aos responsáveis da pesquisa para obter maiores esclarecimentos sobre a dinâmica e os objetivos do estudo, bem como estabelecer se atendiam aos critérios de inclusão e exclusão, com os responsáveis da pesquisa.

O presente estudo foi realizado no Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal de Viçosa. Todos os indivíduos que participarem do estudo foram submetidos a testes divididos em quatro etapas:

1ª Etapa:

Os indivíduos selecionados preencheram a uma anamnese (APÊNDICE 2) e responderam ao questionário PAR-Q, para assegurar que os voluntários estavam aptos para prática de atividade física e que não apresentavam comorbidades que poderiam interferir no seu desempenho (CHISHOLM *et al.*, 1975) e ao *Questionário de predominância de uso de um pé de Waterloo* revisado para avaliar a predominância de membro (GROUIOS *et al.*, 2009).

Para continuar o processo de triagem os avaliados deveriam apresentar resposta negativa a todas as perguntas do questionário PAR-Q. Aqueles que atenderam essa fase inicial foram convidados a ler, assinar e entregar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ao avaliador, para dar continuidade à dinâmica do estudo.

2ª Etapa:

A avaliação de massa corporal foi realizada por meio da balança Toledo com capacidade de 200 kg e precisão de 50g; da estatura, por meio estadiômetro profissional Sanny (ES2020) com resolução em milímetros; do percentual de gordura de acordo com o protocolo de 3 dobras para homens descrito por Jackson e Pollock (1978), a partir da medida de dobras cutâneas por meio do adipômetro científico Cescorf com capacidade de 85 mm e tolerância de $\pm 0,5$ mm.

3ª Etapa:

Os indivíduos foram orientados a se apresentar ao laboratório em um dia previamente agendado, devidamente alimentados, hidratados, com roupa adequada para a realização da prática e sem praticar nenhum tipo de exercício físico nas 24 horas que antecederam a coleta, para a avaliação da força máxima, por meio do teste de 1 RM. Os testes de 1RM seguiram as diretrizes reconhecidas, conforme estabelecido pelo *American College of Sports Medicine* (2009). Para a execução do agachamento com a barra nas costas, os avaliados iniciaram em posição ortostática, com olhar voltado para o horizonte, a barra apoiada sobre o trapézio, ombros em rotação externa, cotovelos fletidos e apontados para o solo, pés afastados na largura do quadril e apontados para frente. Durante a execução da fase excêntrica, os avaliados realizaram a extensão do quadril, a flexão do joelho e a dorsiflexão do tornozelo, mantendo o alinhamento de joelho com ponta dos pés, e a tíbia paralela ao tronco, sem retirar os calcanhares do solo. Essa fase foi realizada até o fêmur ficar na posição paralela ao solo, seguido do retorno a posição inicial.

Um aquecimento específico foi realizado pelos sujeitos antes do teste, consistindo na execução de cinco a dez repetições com cargas leves abaixo de 50% de 1 RM. Os voluntários então descansaram por um minuto após o aquecimento. A partir disso a carga externa foi aumentada para 60 a 80% de 1RM e foram realizadas mais três a cinco repetições. Em seguida, os voluntários descansaram por três minutos. Posterior a isso a carga foi configurada para encontrar a equivalente de uma repetição máxima, o que não deveria ultrapassar cinco tentativas.

A tentativa foi considerada inválida se o indivíduo não realizasse qualquer dos pontos citados acima e/ou não atingisse a amplitude de movimento determinada. A duração e a velocidade de movimento da repetição foram livres. Durante o teste o participante foi acompanhado por um avaliador principal e dois auxiliares, com experiência prévia na realização desse exercício.

4ª Etapa:

Quarenta e oito horas após a realização do teste de 1 RM, os avaliados seguiram para a sessão experimental. Os avaliados realizaram repetições do agachamento com a barra nas costas com carga externa próxima a máxima de 85% de 1RM (ACSM, 2013).

Cada participante executou cinco repetições de agachamento nas condições, descalça e de tênis tradicional, de forma auto-selecionada.

2.4 Análise cinemática 3D do movimento de agachamento

As informações cinemáticas tridimensionais foram coletadas usando um sistema de captura de movimento opticoeletrônico com 11 câmeras, usando o software Motive da Optitrack, com uma frequência de amostragem de 120Hz.

Para a medida dos movimentos dos membros inferiores, os marcadores retrorreflexivos (1,1mm) foram posicionados na espinha ilíaca postero-superior direita e esquerda, espinha ilíaca ântero-superior direita e esquerda, crista ilíaca direita e esquerda, cabeça do fêmur direita e esquerda, meio da coxa direita e esquerda, epicôndilo medial do fêmur direito e esquerdo, epicôndilo lateral, fêmur direito e esquerdo, tuberosidade da tíbia direita e esquerda, cabeça da fíbula direita e esquerda, meio da perna direita e esquerda, calcâneo direito e esquerdo, maléolo medial da tíbia direita e esquerda maléolo, maléolo lateral da fíbula direita e esquerda. Para se monitorar o os movimentos do tronco adotou-se o modelo de Ferrigno *et al.* (1994), os marcadores retrorreflexivos foram posicionados nos acrômios direito e esquerdo, outro grupo deles foram organizados em quatro linhas horizontais (2ª costela, processo xifoide, 10ª costela e linha umbilical) e quatro linhas verticais igualmente espaçadas da linha média entre a linha axilar anterior e a linha axilar média, posicionados na região anterior e posterior do tronco, totalizando 32 marcadores (FERRIGNO et al.,1994)

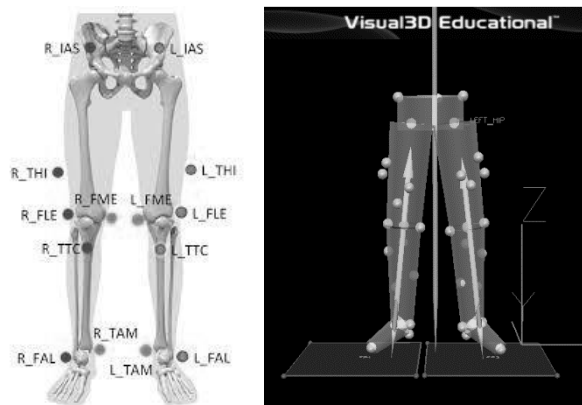
Para avaliação dos dados coletados os arquivos de cada voluntário foram exportados em formato “.c3D” e reconstruídos através do programa *Visual 3D* (V5, *C-Motion, Research Biomechanics*, EUA), fornecendo um modelo tridimensional do movimento do participante.

Figura 1 – Disposição das 11 câmeras do sistema de captura de movimento em torno das duas plataformas de força.



Fonte: Elaboração própria

Figura 2 – Esquema de posicionamento dos marcadores e Reconstrução do segmento dos membros inferiores



Fonte: Elaboração própria

2.5 Análise dos dados

Antes de abordar o SPM será feita uma breve contextualização da abordagem do *Statistical Parametric Mapping* (SPM). Serão apresentados os seguintes tópicos: área de utilização inicial e origem do termo, inferência topológica, *Random field theory*, e a análise estatística. Quando necessário dentro desses tópicos serão apresentados sub-tópicos para deixar o conteúdo mais claro.

2.5.1 *Statistical Parametric Mapping* (SPM) - Área de utilização inicial e origem do termo

A utilização do SPM está relacionada ao desenvolvimento de técnicas de análise de imagens do cérebro, como a tomografia por emissão de pósitrons (do inglês PET, *Positron Emission Tomography*) e ressonância magnética nuclear (RMN). Durante a década de 1980, a análise das imagens sequenciais do cérebro era realizada por regiões de interesse (ROI) que eram demarcadas manualmente pelo avaliador, o que *per si* já levava a um erro. Como as imagens são obtidas em sequência, e, portanto, correlacionadas, os testes estatísticos inferenciais realizados ao se comparar diferentes ROIs eram viesadas (FRISTON *et al.*, 2007). Além disso, como cada ROI era tratada como um nível de um fator em uma análise de variância, isso significava que a especificidade regional de um determinado tratamento foi codificada na região por interação de tratamento. Em resumo, um efeito principal do tratamento por si só não foi suficiente para inferir uma resposta regionalmente específica, já que alguns tratamentos induziram um efeito global que foi expresso em todas as ROIs. Os efeitos globais foram, portanto, uma das primeiras questões conceituais importantes no desenvolvimento de SPM (FRISTON *et al.*, 2007). Com o SPM é possível identificar tanto eventos locais quanto globais relacionados ao tratamento, tanto espacialmente quanto temporalmente.

Em relação a origem do termo SPM a literatura aborda alguns motivos (FRISTON *et al.*, 2007). O primeiro motivo seria que na análise do PET muitas imagens eram derivadas de dados brutos que refletiam uma série de parâmetros fisiológicos diferentes (*e.g.* metabolismo de oxigênio, fluxo sanguíneo cerebral regional, etc.). Esses dados foram chamados de mapas paramétricos por serem funções não-lineares dos dados originais. No entanto, o SPM tem como premissa que

os dados tenham uma distribuição conhecida sob a hipótese nula, porque o SPM é baseado em um modelo estatístico dos dados (em oposição ao modelo fisiológico) (FRISTON *et al.*, 2007). A segunda motivação para o termo SPM é que os modelos estatísticos são paramétricos e assumem que os erros são aditivos e gaussianos e pelo fato de que os dados de imagens cerebrais geralmente atendem às suposições paramétricas pela natureza de reconstrução de imagem, pós-processamento e o design experimental elaborado (FRISTON *et al.*, 2007), optou-se pela adoção desta terminologia.

2.5.2 *Statistical Parametric Mapping* (SPM) – Limitações da Inferência Clássica

2.5.2.1 Definição de pixel e voxel

A imagem proveniente de uma RNM ou de uma tomografia é uma imagem matricial em que o arranjo das linhas e colunas forma os elementos de imagem denominados individualmente de pixel. Os pixels são os menores componentes de imagem e têm dimensões regulares específicas. Para que a imagem de tomografia possa ser reconstruída de modo a mostrar as estruturas em sua forma real, são necessárias múltiplas tomadas de dados em diferentes ângulos de projeção. A partir dos dados obtidos em cada leitura, o computador interpreta o grau de densidade dos diferentes tecidos, atribuindo a cada um o valor correspondente de uma escala de cinzas. O resultado final é apresentado pelos pixels que formam a imagem tomográfica. A espessura do corte forma a terceira dimensão e está relacionada à profundidade do corte. O volume formado pelo pixel e pela profundidade do corte é conhecido por voxel (PINSKY *et al.*, 2006).

2.5.2.2 Limitação dos testes estatísticos inferenciais clássicos para análise das imagens.

A realização de um teste estatístico em cada voxel gerava uma enorme taxa de falsos positivos ao usar limites não ajustados para declarar ativações significativas. O problema era agravado pelo fato de que os dados não eram espacialmente independentes e uma correção simples de *Bonferroni* era inadequada (FRISTON *et al.*, 2007) em fazer inferências em imagens contínuas. Neste sentido, diversos estudos em neuroimagem funcionais foram realizados com o objetivo de prever o comportamento probabilístico dos SPMs, sob a hipótese nula de não ativação (FRISTON *et al.*, 2007). A questão colocada era o controle do erro tipo I observando-se um efeito regional como uma característica topológica, e não localmente pelo voxel.

A busca por uma estrutura para inferência topológica em neuroimagem teve seu início na teoria dos processos estocásticos (FRISTON *et al.*, 1991). Rapidamente percebeu-se que as heurísticas resultantes eram o mesmo que os resultados estabelecidos da teoria dos campos aleatórios (*Random fields theory*).

2.5.3 *Statistical Parametric Mapping* (SPM) – Inferência topológica e *Random fields theory*

A inferência topológica trata sobre como detectar ativações no SPM e considera a sensibilidade relativa de uma hierarquia aninhada de testes que são enquadrados em termos de nível de inferência (nível de pico, nível de cluster, e nível de conjunto). Esses testes são baseados na probabilidade de obtenção de c , ou mais, clusters com k , ou mais, voxels, acima de um limite u (FRISTON *et al.*, 2007). Esta probabilidade tem uma forma razoavelmente simples e é derivada usando aproximações de distribuição da topologia diferencial. Os diferentes níveis de inferência pertencem a diferentes quantidades topológicas, que variam em sua especificidade espacial: a inferência de nível de conjunto refere-se à inferência de que o número de clusters compreendendo um perfil de ativação observado é improvável de ter ocorrido por acaso. Esta inferência pertence ao conjunto de clusters e representa uma inferência sobre efeitos distribuídos (FRISTON *et al.*, 2007).

Já as inferências a nível de cluster são um caso especial de inferências ao nível de conjunto, em que o número de clusters c é um. De forma similar, inferências de

nível de pico são casos especiais de nível de inferências de cluster que resultam quando o cluster é muito pequeno (ou seja, $k < 0$). Inferências de nível de conjunto são geralmente mais poderosas do que inferências em nível de cluster e inferências em nível de cluster são geralmente mais poderosas do que as inferências de nível de pico (FRISTON *et al.*, 2007).

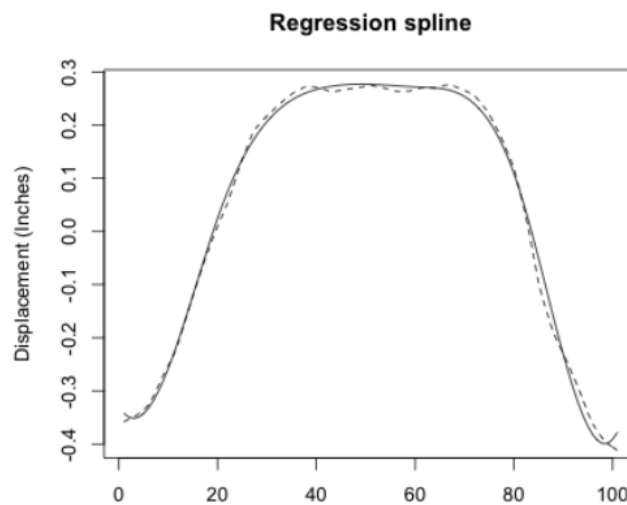
A abordagem de maior sucesso para inferência estatística sobre processos estatísticos analíticos (contínuos) são baseados em a teoria dos campos aleatórios (*Random Fields Theory*). O trabalho inicial foi baseado na topologia diferencial (WORSLEY *et al.*, 1992). Essa abordagem controla fortemente o nível global de significância, permitindo a inferência ao nível de pico: um valor p corrigido é atribuído a um pico usando a probabilidade de que sua altura, ou superior, pudesse ter ocorrido ao acaso no volume analisado. O próximo desenvolvimento, usando a teoria do campo aleatório, foi a extensão espacial de um cluster de voxels definido por um limite de altura (FRISTON *et al.*, 1994). Esses procedimentos controlam o nível global de significância ao nível do cluster, permitindo inferências sobre cada cluster, e são baseados na probabilidade de obter um cluster da extensão observada (definido por um limite de altura), ou um maior, no volume analisado. Em Friston *et al.* (1996) a inferência em nível de conjunto foi introduzida. Isso é baseado na probabilidade de obtendo o número observado de clusters (definido por uma altura e um limite de extensão), ou mais, no volume analisados. Esta inferência é sobre o conjunto de clusters (regiões contíguas acima de alguns limites de altura e tamanho) ou mais simplesmente sobre o conjunto de excursão.

2.5.4 *Statistical Parametric Mapping* (SPM) – Etapas para se realizar a análise

2.5.4.1 Transformar os dados capturados em funções:

Para comportamentos cíclicos é comum começar dividindo uma longa sequência de movimento em ciclos individuais. Cada ciclo é então transformado em uma função. Portanto, se um ciclo fosse representado por n observações, transformando esses pontos de dados em uma função, o comportamento pode agora ser considerado uma observação funcional única. A figura 3 abaixo ilustra, um exemplo de transformação de uma série temporal em um dado funcional em que a linha pontilhada seria o dado original (série temporal) e a linha contínua o funcional desta série temporal:

Figura 3 – Transformação de série temporal em dado funcional



Fonte: adaptada de CRANE *et al.*, 2011. p. 80.

2.5.4.2 Escolha da base ortogonal que vai representar os dados:

Dentre as várias bases ortogonais, as mais utilizadas são as bases de *Fourier* e *Spline*. Uma base de *Fourier* é tipicamente usada para dados periódicos, enquanto *Splines* (em particular *b-splines*) são usados para dados não periódicos. No presente estudo será utilizada a base de *Fourier* para reconstruir a série temporal, já que os dados cinemáticos são periódicos e estacionários. Uma vantagem importante de transformar dados discretos em funções é a facilidade com que as derivadas podem ser calculadas, que é uma atividade comum na análise biomecânica do movimento humano (CRANE *et al.*, 2011). Por exemplo, a partir do dado de deslocamento é possível obter as velocidades e acelerações, sem a propagação de erro que haveria caso a derivada fosse realizada na própria série temporal.

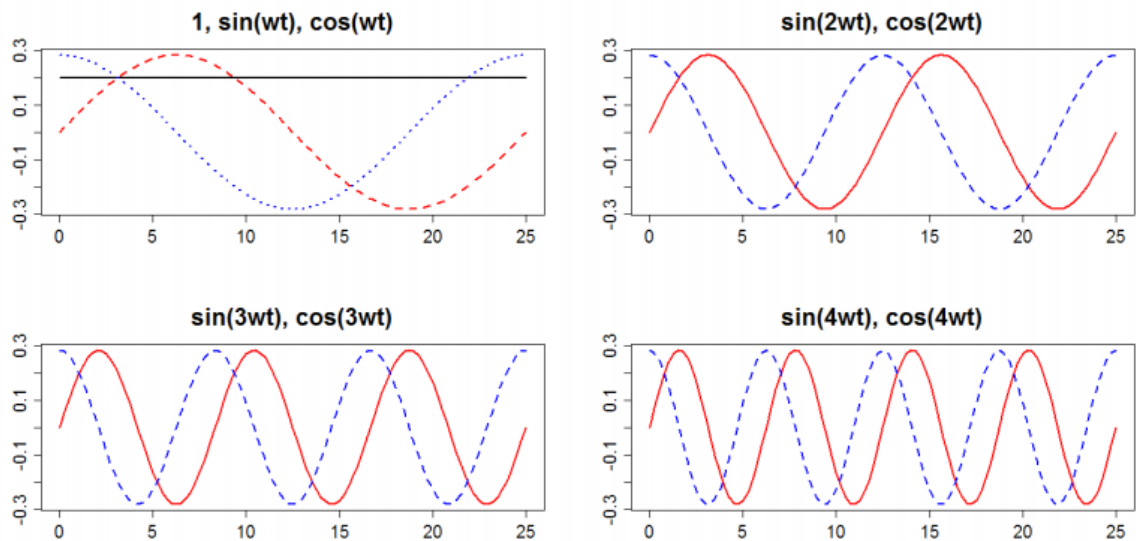
Uma maneira de armazenar observações funcionais é em termos de uma base. Uma base é um conjunto padrão de funções, denotado $\beta_1(t)$, $\beta_2(t)$, ..., $\beta_m(t)$, por exemplo, para que qualquer função de interesse possa ser expandida em termos das funções $\beta_j(t)$. Em termos formais, a série temporal de dados 'y' qualquer é representada pela seguinte equação (EQ.1):

$$y(t) = \sum_{j=1}^m \beta_j(t)c_j \quad \text{Equação 1}$$

Em que o vetor 'c' de coeficientes $c = (c_1, \dots, c_m)$ que especifica a função e $\beta_j(t)$ representam as funções de base.

A figura 4 abaixo, ilustra as quatro primeiras bases de *Fourier* que podem ser utilizadas para reconstruir uma série temporal cíclica qualquer $y(t)$.

Figura 4 – Bases de Fourier



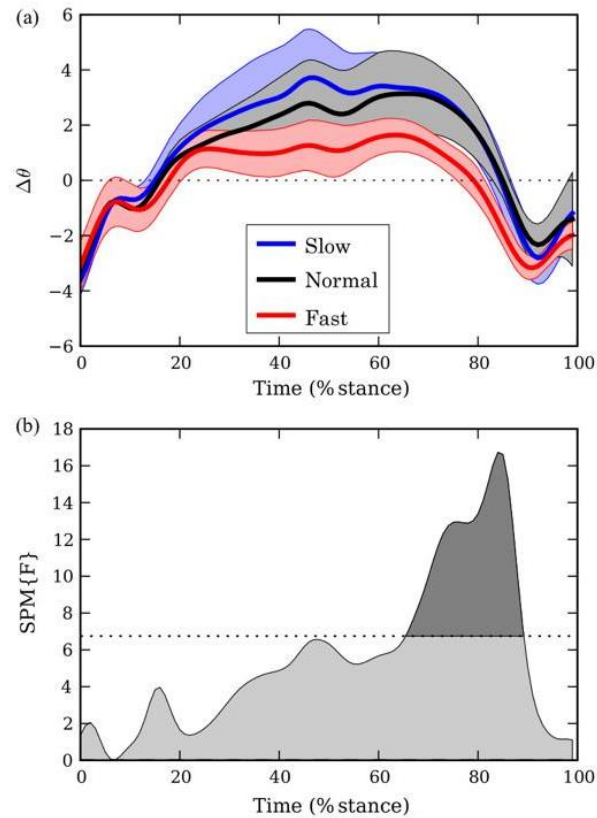
Fonte: Adaptado de Ramsay, Hooker e Graves (2009).

Uma vantagem de tratar o comportamento de determinada variável como uma função é não reduzi-la a um único ponto para a análise, já que isso eliminaria informações que poderiam ser importantes para o fenômeno analisado (CRANE *et al.*, 2011). Portanto, ao utilizar o SPM e representar cada curva como uma função, é possível usar um análogo funcional dos métodos estatísticos tradicionais sem reduzir a variável a um único ponto. Como no presente estudo, tanto no primeiro (calçado vs descalço) quanto no segundo objetivo (dominante vs não-dominante) compararemos dois fatores, o modelo linear geral seria dado por (EQ. 2):

$$\hat{\text{Ângulo}}_{kc}(t) = \mu(t) + \alpha_c(t) + \varepsilon_{kc}(t) \quad \text{Equação 2}$$

Em que o funcional da grande média é dado por 'μ' e indica o perfil de ângulo médio em todas as condições. O termo α_c refere-se ao perfil de ângulo específico de uma condição 'c'. O funcional residual ε_{kc} é a variação não explicada pelo modelo. Além disso, as análises resultam em curvas dos efeitos médios estimados para cada variável durante todo o ciclo do agachamento, com intervalos de confiança de 95% (IC). Pode-se afirmar que as condições experimentais são significativamente diferentes das demais, se os valores da estatística do teste forem superiores ao limiar pré-fixado (FRISTON *et al.*, 2007), como ilustra a figura 5 abaixo.

Figura 5 – Exemplo do resultado da ANOVA comparando três velocidades da marcha por meio do SPM



Legenda: ANOVA *one-way* analisando um conjunto de dados cinemáticos de passada. (a) Média (linhas em destaque) das curvas de flexão do tornozelo e os desvios padrão (áreas sombreadas) para três diferentes velocidades de caminhada. (b) Resultados da ANOVA com o limiar crítico de F a 6.746 ($\alpha = 0,05$). Adaptado de: PATAKY, 2012; p. 299.

A interpretação da figura 5 (b) é que as velocidades de marcha são significativamente diferentes apenas quando o valor da estatística F é maior o que o valor de $F_{\text{crítico}}$ (linha pontilhada). Neste caso, corresponderia aproximadamente ao trecho entre 65 e 90% do ciclo da marcha.

2.5.4.3 Suavização dos dados:

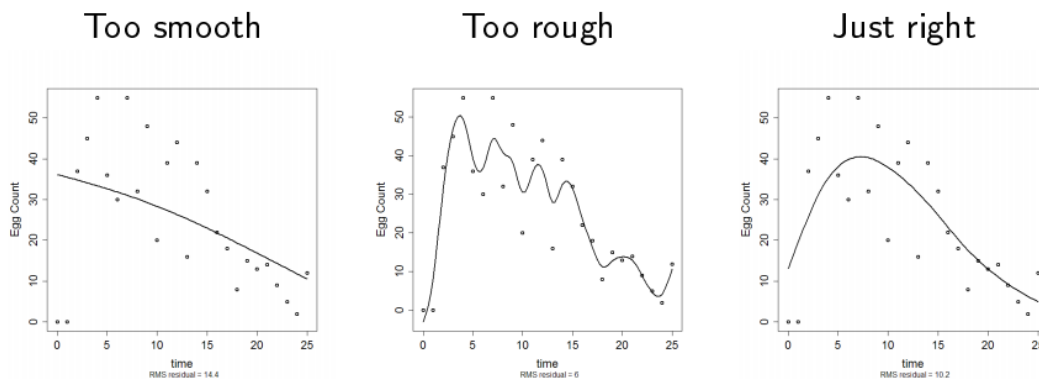
As funções podem ser suavizadas minimizando o número de bases ortogonais a serem utilizadas e adotando o método de mínimos quadrados (CRANE *et al.*, 2011) para definição do número ideal de bases. A questão que se coloca é o número de bases ‘ β_j ’ a serem utilizadas para reconstruir a série temporal, em que um número grande de bases ortogonais pode levar a modelar, além do sinal também os ruídos presentes, e um número pequeno de bases pode implicar em não capturar importantes modificações no comportamento da série temporal. Portanto, a escolha do número de bases ortogonais a serem utilizadas para reconstrução do sinal, passa por um critério objetivo dado pela minimização do erro quadrático médio (EQM) entre a série temporal e o modelo construído (EQ. 2).

$$EQM = \sum_{i=1}^n (y_i - x(t_i))^2 = \sum_{i=1}^n (y_i - \beta(t_i)c)^2 \quad \text{Equação 3}$$

Em que a série temporal $x(t)$ foi reconstruída a partir das funções de base ‘ β ’ e seus coeficientes ‘ c ’.

A figura 6 abaixo, ilustra a reconstrução de um sinal, representado pelos pontos (.) por meio de diferentes números de bases ortogonais (linha contínua).

Figura 6 – Exemplo de reconstrução de um sinal



Legenda: Suavização ou ajuste realizado com o número de bases ortogonais abaixo, acima e com o número ideal (linha contínua nas três imagens), definido pelo critério de erro quadrático médio.

Fonte: adaptada de Ramsay, Hooker e Graves (2009).

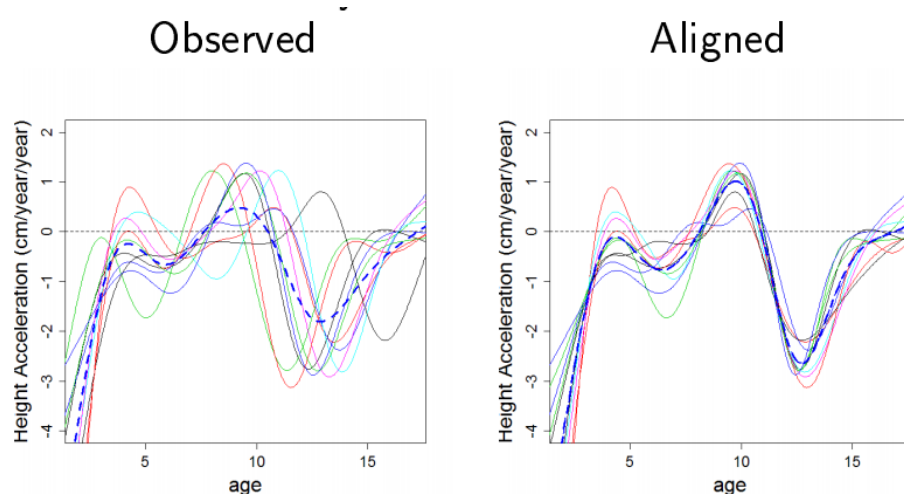
2.5.4.4 Registro das funções – Alinhamento de curvas:

Geralmente na análise biomecânica, são realizadas várias tentativas de um determinado movimento, por diferentes razões, como por exemplo, o de garantir maior reprodutibilidade da informação adquirida. Se as séries temporais de diferentes tentativas apresentarem alguma variação de fase e/ou de amplitude, a curva média pode não representar com precisão o verdadeiro comportamento de diferentes realizações daquele movimento. O propósito do alinhamento de curvas é reduzir a variabilidade de fase enquanto preserva a forma e a amplitude das curvas. Um método comum para o alinhamento de curvas é um procedimento de normalização de tempo linear e um procedimento análogo no SPM se chama registro (*registration*).

O registro do ponto de referência é, de várias maneiras, uma forma mais simples de registrar um conjunto de curvas. Um ponto de referência é definido como um ponto identificável em todas as curvas. Pode ser um cruzamento de mínimos, máximos ou zero. O registro de ponto de referência alinha todos os pontos de referência especificados, transformando o tempo de cada curva para que os pontos de referência ocorram no mesmo local (CRANE *et al.*, 2011).

A figura 7 abaixo mostra a esquerda uma curva média (linha pontilhada) gerada sem o registro das curvas, e à direita a curva média gerada após o registro.

Figura 7 – Exemplo de sinais antes e após o procedimento registro



Fonte: Adaptada de Ramsay, Hooker e Graves (2009).

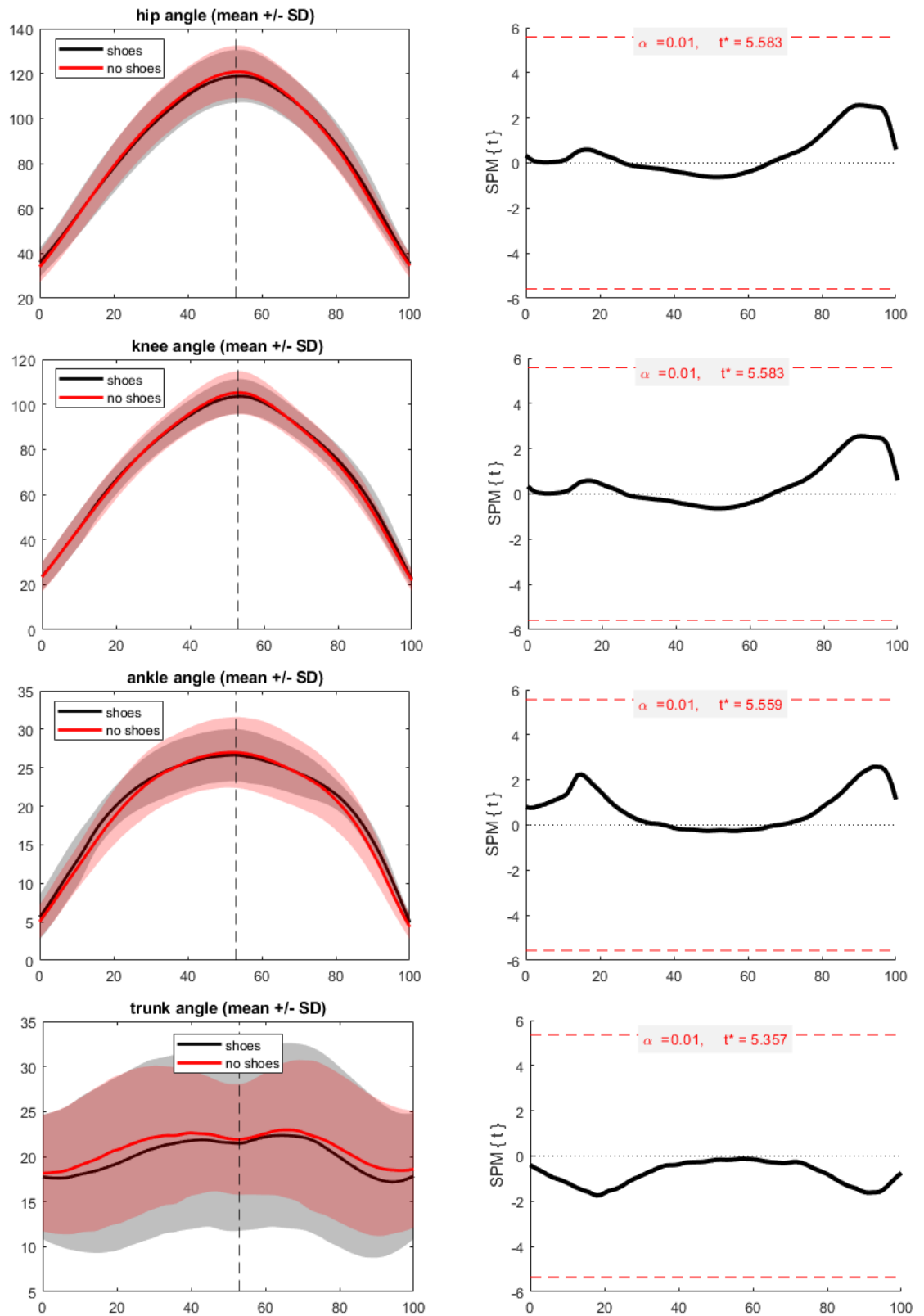
2.6 Análise estatística:

Para comparar a série temporal da execução do agachamento livre com barra entre as condições calçado e descalço, e entre membros (direito vs esquerdo) utilizou-se análise de variância *two-way* para medidas repetidas por meio do SPM. A rotina do SPM foi implementada em ambiente Matlab 2017a (MathWorks, USA) sendo utilizado o pacote do SPM disponível em (<https://spm1d.org/Downloads.html>). O nível de significância adotado foi de 1%.

3 RESULTADOS

Como não houve interação significativa entre os dois fatores (condição e membro), optou-se por apresentar os resultados dos efeitos principais de cada fator. Inicialmente serão mostrados os resultados referentes a comparação entre a execução realizada com e sem a presença de calçados, independente do membro. Não foram encontradas diferenças significativas entre as angulações do quadril, joelho, tornozelo e tronco durante a execução do movimento nas condições calçado e descalço. Os gráficos a seguir mostram os resultados na comparação entre a execução do movimento realizado pelos indivíduos na situação calçado vs descalço:

Figura 8 – Gráficos comparativos dos resultados do teste post-hoc de Bonferroni para cada articulação durante a execução do agachamento com e sem calçado por meio do SPM.

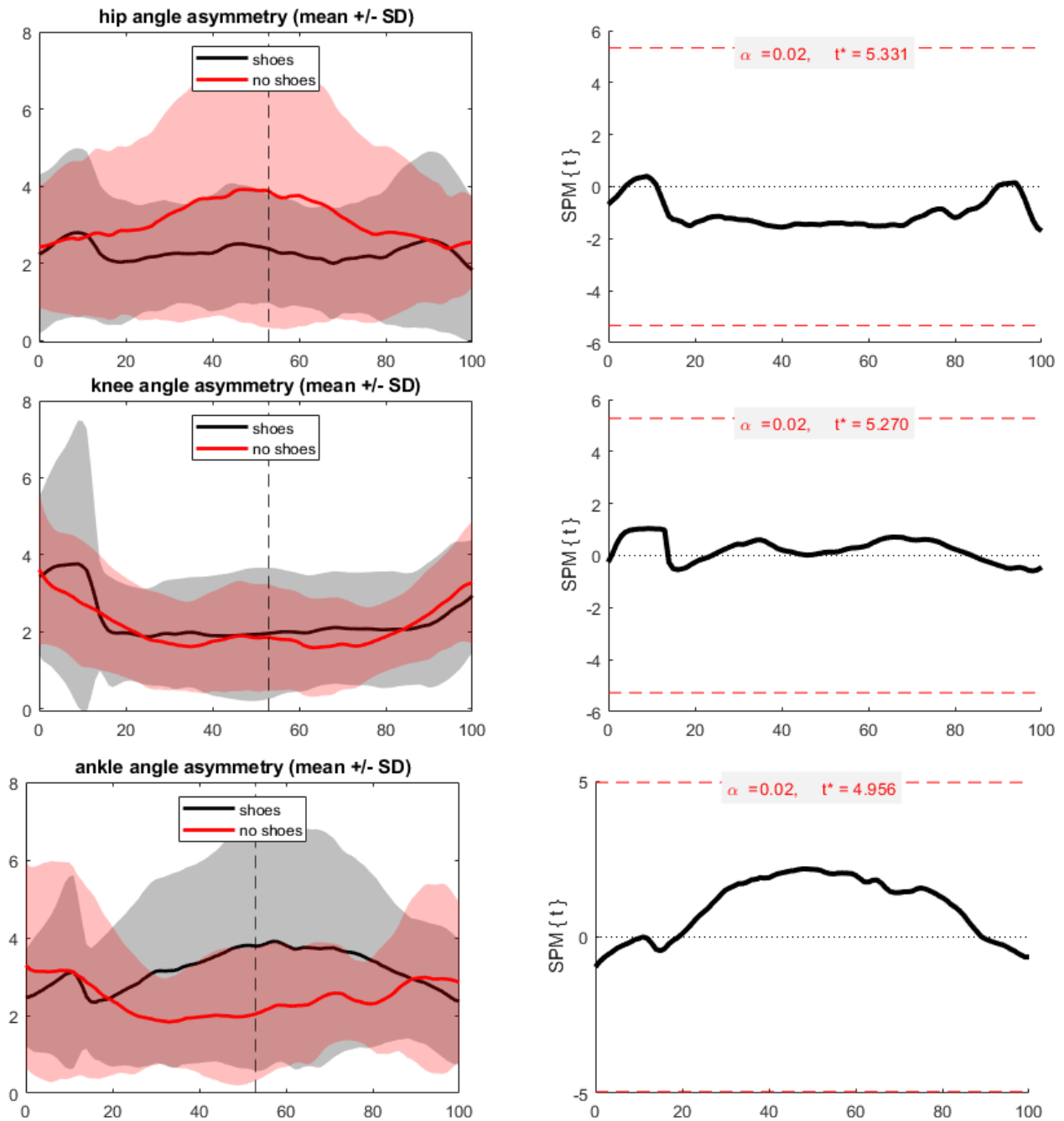


Legenda: Os gráficos são respectivos aos ângulos do quadril (A); joelho (B); tornozelo (C); tronco (D). Os gráficos da esquerda representam a comparação do padrão de execução entre os grupos com as linhas pretas correspondentes a condição calçada enquanto a linha vermelha a condição descalça a linha tracejada indica o momento de transição entre a fase excêntrica e concêntrica do movimento. Já os gráficos da direita representam o comparativo entre os grupos sendo as linhas tracejadas os intervalos de confiança.

Como pode-se perceber pelas imagens a direita da figura 8 o valor da curva de diferença entre as médias ficou próximo a zero para todas as articulações investigadas no plano sagital. Neste caso, só haveria uma diferença significativa se a diferença média estivesse fora do intervalo de confiança mostrado pelas linhas pontilhadas.

Em seguida são apresentados os resultados referentes as assimetrias detectadas ao longo das execuções do agachamento realizadas com e sem calçados. Para o cálculo das assimetrias considerou-se a diferença absoluta entre os membros. Não foram encontradas diferenças significativas entre as assimetrias nas articulações do quadril, joelho e tornozelo, no plano sagital, durante a execução do movimento nas condições calçado e descalço.

Figura 9 - Gráficos comparativos dos resultados do teste post-hoc de Bonferroni comparando as assimetrias durante a execução do agachamento com e sem calçado por meio do SPM



Legenda: Os gráficos são respectivos as diferenças absolutas entre os membros ao longo da execução do movimento considerando as articulações do quadril (A); joelho (B) e tornozelo (C). Os gráficos da direita representam a comparação do padrão de execução entre os grupos com as linhas pretas correspondentes a condição calçada enquanto a linha vermelha a condição descalça, a linha tracejada indica o momento de transição entre a fase excêntrica e concêntrica. Já os gráficos da esquerda representam o comparativo entre os grupos sendo as linhas tracejadas os intervalos de confiança.

4 DISCUSSÃO

A discussão será feita de acordo com os dois objetivos do estudo:

4.1 Influência do uso de calçados na cinemática do agachamento:

O primeiro objetivo do presente estudo foi comparar a cinemática do movimento agachamento livre com barra, por meio da análise da série temporal dos ângulos no plano sagital das articulações do tornozelo, joelho, quadril e do tronco nas condições calçado e descalço. Considerando os resultados do SPM, não houve diferenças entre a cinemática das articulações entre as condições calçada e descalça na intensidade investigada (85% 1RM).

Os resultados do presente estudo corroboram com os resultados de Lee *et al.* (2019) que também não encontraram diferenças significativas entre as execuções realizadas na condição descalça, sobre uma plataforma inclinada e com tênis de levantamento de peso entre indivíduos treinados com experiência na execução do exercício. Se levarmos em consideração a comparação entre os resultados referentes aos dados discretos de outros autores e os dados discretos encontrados em nossa amostra temos que Lee *et al.* (2019) apontam que foi encontrada uma tendência de que a condição sobre a plataforma ou com tênis de levantamento de peso produzisse maiores picos de flexão do joelho, na magnitude de 2,2 a 2,5°, achado não encontrado em nosso estudo que demonstrou uma diferença de 0,74° ($\pm 7,4^\circ$) entre as condições. Southwell *et al.* (2016) encontraram que os ângulos de flexão de quadril e do tronco foram superiores na condição descalça em relação a calçada. Em sua pesquisa a condição descalça apresentou diferenças significativas entre os ângulos de flexão de quadril ($p = 0,008$) e de tronco ($p < 0,001$), na magnitude de até 2,2° e 1,8° respectivamente, nosso ângulo máximo na condição descalço de flexão do quadril foi 2,5° ($\pm 6,9^\circ$) e o de flexão de tronco 1,25° ($\pm 2,9^\circ$) maiores que na condição calçado. Sinclair *et al.* (2015) encontraram que a condição calçada produziu maiores ângulos de flexão do tornozelo ($p < 0,05$), até 2,3°, nossos dados demonstraram que a mesma condição apresentou 1,27° superior a condição descalça. Porém apesar da proximidade entre os nossos valores máximos e os das pesquisas supra citadas,

nossos resultados baseados na análise de série temporal não encontraram diferenças significativas entre as execuções em ambas as condições.

Isso porque as análises como o SPM levam em consideração toda a série temporal de execução do movimento para análise e não somente um único ponto. E como demonstrado por Pataky *et al.* (2013) e Pataky *et al.* (2015) realizar análises 0D (zero-dimensionais) para hipóteses que não são 0D, podem ocasionar maiores chances de erro do tipo I (afirmar que há diferença quando não há). Nossos resultados corroboram com os de Sayers *et al.* (2020b) que também não encontraram diferenças na cinemática do tronco ao comparar a execução do agachamento a 50% do peso corporal em indivíduos treinados e novatos no treinamento de força ao executar o movimento calçados sobre o chão e sobre uma plataforma inclinada. Os resultados mostram (figura 8) é que existe uma maior variabilidade entre os pontos nos momentos iniciais e finais do movimento do agachamento do que próximo aos pontos de transição entre a fase concêntrica e excêntrica, onde ocorrem os picos de flexão do tornozelo, joelho, quadril e tronco. No entanto, devido à alta variabilidade dos dados será necessário um estudo mais detalhado e com um número maior de voluntários para se averiguar se essa tendência se confirmará ou não. Alguns fatores podem ter sido responsáveis pela falta de nossos achados, como o número limitado de participantes, nossa análise ter se baseado apenas no plano sagital e o fato de não termos controlado o tipo de calçado. Estudos tem sugerido que a construção do calçado (material, estrutura e forma), além do seu tempo de uso podem influenciar na dinâmica de marcha (SOLE *et al.*, 2018; SUN *et al.*, 2020) o que talvez também possa interferir na dinâmica do agachamento.

4.2 Influência do uso de calçados nas assimetrias bilaterais de membro inferior durante a execução do agachamento:

Em relação ao segundo objetivo de verificar se a utilização ou não do calçado poderia influenciar nos níveis de assimetria não houve evidências suficientes para se rejeitar a hipótese nula. Uma possível explicação para a manutenção dos níveis de assimetria nas condições calçado e descalço, pode estar relacionada a intensidade do exercício realizado.

É sugerido no agachamento que durante maiores intensidades há um aumento nas forças de compressão e cisalhamento nas articulações tibiofemoral e entre as capsulas articulares de cada vertebra, além disso há um aumento nas forças de tensão as quais são expostos os ligamentos cruzados anterior e posterior (SCHOENFELD, 2010). Esses fatores nos levaram a optar por explorar esse exercício durante execuções em intensidades mais altas (85% de 1 RM), dado que se alguma alteração em termos de assimetrias fosse detectada elas seriam mais impactantes nessa faixa do que em intensidades mais baixas.

Porém para atividades como a corrida e o ciclismo é proposto que assimetrias de membro inferior podem estar associadas a intensidade do exercício, sendo menos aparentes quando os exercícios são executados em altas intensidades (CARPES *et al.*, 2010). Um dos poucos estudos que encontramos que explorou a relação entre a intensidade do exercício e assimetrias durante o agachamento foi o de Kobayashi *et al.* (2010) que analisaram 18 atletas do salto em distância do sexo masculino que executarão o agachamento a 50, 70 e 90% de 3RM e não encontraram relações entre a intensidade e alterações na cinemática do movimento. Esse resultado corrobora com o de Flanagan e Salem (2007) que analisaram 18 indivíduos jovens com experiência na execução do agachamento que executaram esse exercício a 25, 50, 75 e 100% de 3RM. Os autores objetivavam avaliar, dentre outros fatores, se haveriam diferenças significativas entre os torques articulares do lado direito e esquerdo durante a execução do movimento e se o aumento de intensidade estaria relacionado ao aumento das diferenças de distribuição do peso corporal. Os autores confirmam a primeira hipótese demonstrando que independente do indivíduo executante o agachamento não é executado de maneira simétrica pelos praticantes, por outro lado a intensidade não parece influenciar nas diferenças encontradas.

Nossos resultados corroboram com os de Sayers *et al.* (2020a) que também não encontram diferenças na cinemática do agachamento ao analisarem através do SPM assimetrias de membro inferior em indivíduos treinados e novatos em treinamento de força, que executaram esse movimento calçados com os pés no chão e sobre uma plataforma inclinada a 50% do peso corporal, intensidade essa inferior a que utilizamos. Assim sendo frente ao apresentado não acreditamos que a intensidade escolhida tenha sido um fator que tenha interferido na obtenção de nossos resultados em relação a avaliação de assimetrias em ambas as condições calçado e descalço. Em concordância com Lee *et al.* (2019) é provável que fatores como a progressão adequada da intensidade do exercício durante o treinamento e uma técnica adequada de execução sejam fatores mais importantes no sentido de garantir a segurança do executante e melhora do desempenho do que a presença ou ausência de calçados.

Por outro lado é possível observar maiores níveis de variabilidade principalmente nos gráficos referentes as articulações do quadril e tornozelo, ambas envolvidas na estabilização postural (WINTER, 1995; WANG e NEWELL, 2012). Na articulação do quadril a situação descalça apresentou maiores valores de assimetria, que por sua vez foram maiores no tornozelo na condição calçado, o que pode indicar que de acordo com a situação diferentes estratégias poderiam ser adotadas para a manutenção da estabilidade da postura corporal. O aumento do nível de assimetria de um membro em relação ao outro pode indicar um maior grau de sobrecarga sobre um membro (KOBAYASHI *et al.* 2010; SATO e HEISE, 2012; BAZYLER *et al.*, 2014; BAYLEY *et al.*, 2015; SAYERS *et al.*, 2020a), sendo esse um fato importante a ser levado em consideração por treinadores ao optarem pela escolha de treinamentos com ou sem o uso de calçados.

5 CONCLUSÃO

Como resultados preliminares de nosso estudo concluímos que as assimetrias são muito individuais e a alta variabilidade observada, principalmente, nas articulações do quadril e tornozelo, podem ter contribuído para a falta de evidências em encontrar padrões assimétricos, independente do uso do calçado. Entretanto, a possibilidade de usar SPM para identificar regiões do movimento influenciadas por uma determinada condição experimental, nível de treinamento ou nível de fadiga de uma maneira estatisticamente rigorosa podem fornecer uma contribuição significativa para a análise e compreensão da assimetria na Biomecânica do esporte. Pretendemos, em estudos futuros, ampliar o tamanho amostral, analisar outros planos do movimento além de outras intensidades.

Limitações do estudo

Como limitações desse estudo temos o baixo número de participantes, o que pode ter influenciado no fato de não encontrarmos diferenças entre os grupos, além disso a coleta foi realizada levando em consideração apenas uma intensidade do exercício e se restringe a voluntários jovens do sexo masculino, treinados e com experiência na execução do exercício em ambas as condições, o que também limita a população atingida por nossos resultados.

Mais pesquisas são necessárias para se verificar os reais impactos dos calçados na execução de exercícios bilaterais. Como pontuado por outros autores (MCALLISTER e COSTIGAN, 2019) a avaliação cinemática isolada pode não ser suficiente para a avaliação de assimetrias, dado que devido à variabilidade dos graus de liberdade mecânicos do sistema de movimento humano, é possível iniciar um movimento a partir da mesma posição inicial e obter uma posição final idêntica com diferentes movimentos parciais (ANDRADE *et al.*, 2014). Assim sendo é ideal pareá-la com outras formas de análise como a cinética, através de plataformas de força, ou a eletromiografia. Assim pesquisas futuras deveriam focar em grupos mais diversos de indivíduos e avaliá-los através da combinação de avaliações cinéticas, cinemáticas e eletromiográficas para identificar de maneira mais detalhada se os calçados podem afetar de maneira distinta pessoas de diferentes gêneros e faixas etárias.

REFERÊNCIAS

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. **ACSM's guidelines for exercise testing and prescription**. Lippincott Williams & Wilkins; 2013 Mar 4.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. **Med Sci Sports Exerc.** v. 41, n. 3, p. 687-708, 2009.

ANDRADE, A. G.; POLESE, J. C.; PAOLUCCI, L. A.; MENZEL, H. J. K.; TEIXEIRA-SALMELA, L. F. Functional data analyses for the assessment of joint power profiles during gait of stroke subjects. **Journal of applied biomechanics**, v. 30, n. 2, p. 348-352, 2014.

ARBOIX-ALIÓ, J.; BUSQUETS, A.; AGUILERA-CASTELLS, J.; DE PABLO, B.; MONTALVO, A. M.; FORT-VANMEERHAE GHE, A. Relationship between Inter-Limb Asymmetries and Physical Performance in Rink Hockey Players. **Symmetry**, v. 12, n. 12, p. 2035, 2020.

BAILEY, C. A.; SATO, K.; BURNETT, A.; STONE, M. H. Force-production asymmetry in male and female athletes of differing strength levels. **International journal of sports physiology and performance**, v. 10, n. 4, p. 504-508, 2015.

BALL, Nick B.; STOCK, Christopher G.; SCURR, Joanna C. Bilateral contact ground reaction forces and contact times during plyometric drop jumping. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 24, n. 10, p. 2762-2769, 2010.

BAZYLER, C. D.; BAILEY, C. A.; CHIANG, C. Y.; SATO, K.; STONE, M. H. The effects of strength training on isometric force production symmetry in recreationally trained males. **Journal of Trainology**, v. 3, n. 1, p. 6-10, 2014.

BENJANUVATRA, Nat et al. Comparison of ground reaction force asymmetry in one- and two-legged countermovement jumps. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 27, n. 10, p. 2700-2707, 2013.

BISHOP, C.; READ, P.; CHAVDA, S.; TURNER, A. Asymmetries of the lower limb: The calculation conundrum in strength training and conditioning. **Strength & Conditioning Journal**, v. 38, n. 6, p. 27-32, 2016.

BISHOP, Chris. Interlimb Asymmetries: Are Thresholds a Usable Concept?. **Strength & Conditioning Journal**, v. 43, n. 1, p. 32-36, 2021.

BISHOP, Chris; TURNER, Anthony; READ, Paul. Effects of inter-limb asymmetries on physical and sports performance: a systematic review. **Journal of sports sciences**, v. 36, n. 10, p. 1135-1144, 2018.

CAMARGOS, M. B.; PALMEIRA, A. S.; FACHIN-MARTINS, E. Cross-cultural adaptation to Brazilian portuguese of the waterloo footedness questionnaire-revised: WFQ-R-Brazil. **Arquivos de neuro-psiquiatria**, v. 75, p. 727-735, 2017.

CARPES, Felipe P.; MOTA, Carlos B.; FARIA, Irvin E. On the bilateral asymmetry during running and cycling—A review considering leg preference. **Physical therapy in sport**, v. 11, n. 4, p. 136-142, 2010.

CLARK, Dave R.; LAMBERT, Mike I.; HUNTER, Angus M. Muscle activation in the loaded free barbell squat: a brief review. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 26, n. 4, p. 1169-1178, 2012.

COMFORT, P and ABRAHAMSON, E. **Sports Rehabilitation and Injury Prevention**. Chichester, West Sussex, United Kingdom; Hoboken, NJ: Wiley-Blackwell, 2010.

COMFORT, Paul; KASIM, Peter. Optimizing squat technique. **Strength and Conditioning Journal**, v. 29, n. 6, p. 10, 2007.

COTTER, JA, CHAUDHARI, AM, JAMISON, ST, and DEVOR, ST. Differences in rate of increased patellofemoral joint reaction force in the back squat exercise. **Med Sci Sports Exerc** 42: 681, 2010.

CRANE, E.; CHILDERS, D.; GERSTNER, G.; ROTHMAN, E. Functional data analysis for biomechanics. **Theoretical biomechanics**, p. 77-92, 2011.

SOARES, J. S.; CARPES, F. P.; DE FÁTIMA GERALDO, G.; MEDEIROS, F. B.; KUNZLER, M. R.; MACHADO, Á. S.; PAOLUCCI, L. A.; ANDRADE, A. G. P. Functional data analysis reveals asymmetrical crank torque during cycling performed at different exercise intensities. **Journal of Biomechanics**, p. 110478, 2021.

BERNARDINA, G. R. D.; SANTOS, M. D. M.; RESENDE, R. A.; de MELLO, M. T.; ALBUQUERQUE, M. R.; PAOLUCCI, L. A.; CARPES, F. P.; SILVA, A.; ANDRADE, A. G. P. Asymmetric velocity profiles in Paralympic powerlifters performing at different exercise intensities are detected by functional data analysis. **Journal of Biomechanics**, v. 123, p. 110523, 2021.

DANNENMAIER, J.; KALTENBACH, C.; KÖLLE, T.; KRISCHAK, G. Application of functional data analysis to explore movements: walking, running and jumping-A systematic review. **Gait & posture**, v. 77, p. 182-189, 2020.

ESCAMILLA, RF, FLEISIG, GS, LOWRY, TM, BARRENTINE, SW, and ANDREWS, JR. A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. **Med Sci Sports Exerc** 33: 984– 998, 2001.

FLANAGAN, Sean P.; SALEM, George J. Bilateral differences in the net joint torques during the squat exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 21, n. 4, p. 1220, 2007.

FOUSEKIS, Konstantinos; TSEPIS, Elias; VAGENAS, George. Lower limb strength in professional soccer players: profile, asymmetry, and training age. **Journal of sports science & medicine**, v. 9, n. 3, p. 364, 2010.

FRISTON, K. Statistical parametric mapping. **Statistical Parametric Mapping: The Analysis of Functional Brain Images**, p. 10, 2007.

FRISTON, Karl J. et al. Comparing functional (PET) images: the assessment of significant change. **Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism**, v. 11, n. 4, p. 690-699, 1991.

FRISTON, Karl J. et al. Functional topography: multidimensional scaling and functional connectivity in the brain. **Cerebral cortex**, v. 6, n. 2, p. 156-164, 1996.

FRISTON, Karl J. Functional and effective connectivity in neuroimaging: a synthesis. **Human brain mapping**, v. 2, n. 1-2, p. 56-78, 1994.

GROUIOS, G.; HATZITAKI, V.; KOLLIAS, N.; KOIDOU, I. Investigating the stabilising and mobilising features of footedness. **Laterality**. 2009; 14(4): 362-80.

HEIL, Jessica; LOFFING, Florian; BÜSCH, Dirk. The influence of exercise-induced fatigue on Inter-Limb asymmetries: a systematic review. **Sports Medicine-Open**, v. 6, n. 1, p. 1-16, 2020.

HELME, M.; TEE, J.; EMMONDS, S.; LOW, C. Does lower-limb asymmetry increase injury risk in sport? A systematic review. **Physical Therapy in Sport**, 2021.

JACKSON A.; POLLOCK M. Generalized equation for predicting body density of men. **British Journal of Nutrition**, n. 40, v. 3, p. 497-504, 1978.

KOBAYASHI, Y.; KUBO, J.; MATSUO, A.; MATSUBAYASHI, T.; KOBAYASHI, K.; ISHII, N. Bilateral asymmetry in joint torque during squat exercise performed by long jumpers. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 24, n. 10, p. 2826-2830, 2010.

LEE, S. P.; GILLIS, C. B.; IBARRA, J. J.; OLDROYD, D. F.; ZANE, R. S. Heel-raised foot posture does not affect trunk and lower extremity biomechanics during a barbell back squat in recreational weight lifters. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 33, n. 3, p. 606-614, 2019.

LORENZETTI, S.; OSTERMANN, M.; ZEIDLER, F.; ZIMMER, P.; JENTSCH, L.; LIST, R.; TAYLOR, W.; SCHELLENBERG, F. How to squat? Effects of various stance widths, foot placement angles and level of experience on knee, hip and trunk motion and loading. **BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation**, v. 10, n. 1, p. 1-11, 2018.

MALONEY, Sean J. The relationship between asymmetry and athletic performance: A critical review. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 33, n. 9, p. 2579-2593, 2019.

MCALLISTER, Megan; COSTIGAN, Patrick. Evaluating movement performance: What you see isn't necessarily what you get. **Human movement science**, v. 64, p. 67-74, 2019.

MCCURDY, Kevin; LANGFORD, George. Comparison of unilateral squat strength between the dominant and non-dominant leg in men and women. **Journal of sports science & medicine**, v. 4, n. 2, p. 153, 2005.

MILETELLO, WENDY M.; BEAM, JASON R.; COOPER, ZACHARY C. A biomechanical analysis of the squat between competitive collegiate, competitive high school, and novice powerlifters. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 23, n. 5, p. 1611-1617, 2009.

MYER, Gregory D. et al. The back squat: A proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance. **Strength and conditioning journal**, v. 36, n. 6, p. 4, 2014.

PARK, J.; SEELEY, M. K.; FRANCOM, D.; REESE, C. S.; HOPKINS, J. T. Functional vs. traditional analysis in biomechanical gait data: an alternative statistical approach. **Journal of human kinetics**, v. 60, n. 1, p. 39-49, 2017.

PATAKY, Todd C. One-dimensional statistical parametric mapping in Python. **Computer methods in biomechanics and biomedical engineering**, v. 15, n. 3, p. 295-301, 2012.

PATAKY, Todd C.; ROBINSON, Mark A.; VANRENTERGHEM, Jos. Vector field statistical analysis of kinematic and force trajectories. **Journal of biomechanics**, v. 46, n. 14, p. 2394-2401, 2013.

PATAKY, Todd C.; VANRENTERGHEM, Jos; ROBINSON, Mark A. Zero-vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. **Journal of biomechanics**, v. 48, n. 7, p. 1277-1285, 2015.

PINSKY, H. M. et al. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 35, n. 6, p. 410-416, 2006.

RAMSAY, J. O.; HOOKER, Giles; GRAVES, Spencer. **Introduction to functional data analysis**. In: **Functional data analysis with R and MATLAB**. Springer, New York, NY, 2009. p. 1-19.

SATO, K.; FORTENBAUGH, D.; HYDOCK, D. S.; HEISE, G. D. Comparison of back squat kinematics between barefoot and shoe conditions. **International Journal of Sports Science & Coaching**, v. 8, n. 3, p. 571-578, 2013.

SATO, K.; HEISE, G. D. Influence of weight distribution asymmetry on the biomechanics of a barbell back squat. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 26, n. 2, p. 342-349, 2012.

SAYERS, M. G.; BACHEM, C.; SCHÜTZ, P.; TAYLOR, W. R.; LIST, R.; LORENZETTI, S.; NASAB, S. H. The effect of elevating the heels on spinal kinematics and kinetics during the back squat in trained and novice weight trainers. **Journal of sports sciences**, v. 38, n. 9, p. 1000-1008, 2020b.

SAYERS, M. G.; NASAB, S. H.; BACHEM, C.; TAYLOR, W. R.; LIST, R.; LORENZETTI, S. The effect of increasing heel height on lower limb symmetry during the back squat in trained and novice lifters. **BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation**, v. 12, n. 1, p. 1-11, 2020a.

SCHOENFELD, Brad J. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 24, n. 12, p. 3497-3506, 2010.

SEITZ, LB.; REYES, A.; TRAN, TT.; SAEZ DE VILLARREAL, E.; HAFF, GG. Increases in lower-body strength transfer positively to sprint performance: A systematic review with meta-analysis. **SPORTS MED** 44: 1693–1702, 2014.

SINCLAIR, J.; MCCARTHY, D.; BENTLEY, I.; HURST, H. T.; ATKINS, S. The influence of different footwear on 3-D kinematics and muscle activation during the barbell back squat in males. **European journal of sport science**, v. 15, n. 7, p. 583-590, 2014.

SOLE, C. C.; MILOSAVLJEVIC, S.; SOLE, G.; SULLIVAN, S. J. Dynamic postural stability is more variable barefoot than in footwear in healthy individuals. **Footwear Science**, v. 10, n. 2, p. 129-137, 2018.

SOUTHWELL, D. J.; PETERSEN, S. A.; BEACH, T. A.; GRAHAM, R. B. The effects of squatting footwear on three-dimensional lower limb and spine kinetics. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 31, p. 111-118, 2016.

STODÓŁKA, Jacek; SOBERA, Małgorzata. Symmetry of lower limb loading in healthy adults during normal and abnormal stance. **Acta of bioengineering and biomechanics**, v. 19, n. 3, 2017.

SUN, X.; Lam, W. K.; Zhang, X.; Wang, J.; Fu, W. Systematic review of the role of footwear constructions in running biomechanics: implications for running-related injury and performance. **Journal of sports science & medicine**, v. 19, n. 1, p. 20, 2020.

SWINTON, Paul A. et al. A biomechanical comparison of the traditional squat, powerlifting squat, and box squat. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 26, n. 7, p. 1805-1816, 2012.

TAM, N.; PRINS, D.; DIVEKAR, N. V.; Lamberts, R. P. Biomechanical analysis of gait waveform data: exploring differences between shod and barefoot running in habitually shod runners. **Gait & posture**, v. 58, p. 274-279, 2017.

VIGOTSKY, A; BRYANTON, M. Relative muscle contributions to net joint moments in the Barbell back squat. **American Society of Biomechanics 40th Annual Meeting**. Raleigh, NC, 2016

WANG, Zheng; NEWELL, Karl M. Asymmetry of foot position and weight distribution channels the inter-leg coordination dynamics of standing. **Experimental brain research**, v. 222, n. 4, p. 333-344, 2012.

WARMENHOVEN, J.; HARRISON, A.; ROBINSON, M. A.; VANRENTERGHEM, J.; BARGARY, N.; SIMITH, R.; COBLEY, S.; DRAPER, C.; DONNELLY, C.; PATAKY, T. A force profile analysis comparison between functional data analysis, statistical parametric mapping and statistical non-parametric mapping in on-water single sculling. **Journal of science and medicine in sport**, v. 21, n. 10, p. 1100-1105, 2018.

WINTER, David A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & posture**, v. 3, n. 4, p. 193-214, 1995.

WORSLEY, Keith J. et al. A three-dimensional statistical analysis for CBF activation studies in human brain. **Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism**, v. 12, n. 6, p. 900-918, 1992.

YOSHIOKA, Shinsuke et al. The effect of bilateral asymmetry of muscle strength on jumping height of the countermovement jump: A computer simulation study. **Journal of Sports Sciences**, v. 28, n. 2, p. 209-218, 2010.

YOSHIOKA, Shinsuke et al. The effect of bilateral asymmetry of muscle strength on the height of a squat jump: a computer simulation study. **Journal of Sports Sciences**, v. 29, n. 8, p. 867-877, 2011.

YOUNG, W. B. et al. Is muscle power related to running speed with changes of direction?. **Journal of sports medicine and physical fitness**, v. 42, n. 3, p. 282-288, 2002.

APÊNDICES

APÊNDICE 1

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado(a) como voluntário(a) a participar da pesquisa “ANÁLISE FUNCIONAL DE DADOS NA AVALIAÇÃO DE ASSIMETRIAS BILATERAIS NO AGACHAMENTO LIVRE COM BARRA” desenvolvida pelo discente de mestrado Pedro Henrique Tolentino Bandeira Mendonça (matricula n.º 2019723004) e orientada pelo docente André Gustavo Pereira Andrade, sendo responsáveis pelo estudo. Após os devidos esclarecimentos sobre a pesquisa, caso você aceite participar da mesma, assine o documento, que estará apresentado em duas vias, sendo uma sua. Todos os participantes da pesquisa serão voluntários e terão seu anonimato assim como o absoluto sigilo de todas as informações pessoais fornecidas, resguardados. Caso aceite a participar desta pesquisa, esta não proporcionará nenhum tipo de gasto por parte do voluntário. Além disso, os pesquisadores são responsáveis por eventual necessidade de indenização.

O estudo é destinado a analisar o impacto de uso de calçados em assimetrias bilaterais do membro inferior durante a execução do agachamento livre com barra. A importância e justificativa deste estudo reside no indicio na literatura que o uso de calçados pode estar associado a alterações na biomecânica de execução do agachamento livre com barra, porém até o presente momento os pesquisadores não encontraram trabalhos que investigassem a interferência desse aparato nas assimetrias de membro inferior, mesmo frente ao fato dessas estarem associadas ao aumento das incidências de lesões e pioras no desempenho esportivo. A literatura sugere que assimetrias bilaterais no membro inferior estão atreladas a maiores picos de torque, especialmente na articulação do tornozelo e tronco, assim como menores ângulos de flexão na articulação do quadril de um membro em detrimento ao outro e com essa pesquisa pretendemos identificar quais as influências que o uso ou não de calçados pode ter sobre essas variáveis.

Para isso iremos usar duas plataformas de força que registram as forças de reação do solo, câmeras de precisão e marcadores reflexivos, os quais serão afixados ao seu corpo em pontos anatômicos ao longo do membro inferior e tronco. As câmeras

irão registrar o posicionamento dos marcadores ao longo da execução do movimento para que então possamos reconstruí-lo em um modelo tridimensional utilizando um software específico (Visual3D). Em nenhum momento sua imagem será utilizada dentro dos fins dessa pesquisa.

Precisaremos que você compareça em dois dias, não consecutivos e previamente agendados respeitando sua disponibilidade, no Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal de Minas Gerais (BioLab). No primeiro dia você irá preencher uma anamnese para atestar que está apto a participar dessa pesquisa, em seguida suas medidas antropométricas serão registradas e pro fim realizaremos um protocolo de 1 repetição máxima (1RM). Nesse protocolo buscamos avaliar a carga máxima que o voluntário é capaz de utilizar para realizar uma repetição do exercício Agachamento Livre com Barra. Para isso previamente ao teste você será convidado a realizar um aquecimento com uma carga leve que lhe permita realizar de 5 a 10 repetições do agachamento, descansará por três minutos, para só então iniciarmos o protocolo de 1RM. Durante todo esse processo você estará acompanhado da equipe de pesquisa para garantir sua segurança.

Pelo menos 48 horas após o primeiro dia de testes, você será convidado a retornar ao BioLab para a realização da coleta de dados, onde serão fixados os marcadores reflexivos, como previamente explicado. Você então será posicionado sobre as duas plataformas de força e deverá realizar 5 repetições consecutivas do agachamento livre com barra com intensidade de 65%, 75% e 85% de 1RM, o que caracterizam intensidades moderadas, vigorosas e próximas a máxima de acordo com o Colégio Americano de Medicina Esportiva. Seus dados então serão registrados pelo conjunto de câmeras e das plataformas de força. O tempo total de cada dia de coleta é de pelo menos 1 hora de 30 minutos.

Segundo as resoluções 466/12 e 510/16, os aspectos éticos da pesquisa com seres humanos, implicam em: respeito ao participante da pesquisa em sua dignidade e autonomia, reconhecendo sua vulnerabilidade, assegurando sua vontade de contribuir e permanecer, ou não, na pesquisa, por intermédio de manifestação expressa, livre e esclarecida; ponderação entre riscos e benefícios; a garantia de que danos previsíveis serão evitados. Em qualquer momento da pesquisa existe a possibilidade de revogação do seu consentimento sem qualquer tipo de penalização e sem prejuízo por parte do voluntário. As informações obtidas por meio da sua

participação não permitirão a identificação de sua pessoa, sendo garantido o sigilo e anonimato, exceto aos responsáveis pelo estudo. Além disso, ao final da pesquisa, os dados serão publicados por meio de uma dissertação de mestrado e artigos em revistas científicas especializadas.

Os incômodos que poderá sentir com a participação são os seguintes: alguma dor muscular tardia devido à atividade física (dor ou desconforto muscular após a sessão de treinamento), sendo este efeito comum ao exercício e esporte e não será necessário o uso de medicamentos. Esta pesquisa foi planejada de forma que você possua o menor desconforto físico possível. Para minimização destes possíveis efeitos as sessões de treinamento serão realizadas com intervalo mínimo de 48 horas. Caso você julgue-se incapaz de realizar as tarefas de exercício ou se a dor permanecer por um período superior à 48 horas, você será encaminhado à avaliação médica e sua participação será suspensa.

Os possíveis riscos à sua saúde física e mental são: microlesões músculo-esqueléticas, que ocorrem com baixa frequência nas atividades a serem aplicadas. Os benefícios que você deverá esperar com a sua participação, mesmo que não diretamente são: contribuir para o estudo da atividade física e do esporte, na construção de conhecimento que possam inclusive auxiliar na redução de lesões no esporte e otimização do desempenho de atletas. Sempre que desejar serão fornecidos esclarecimentos sobre cada uma das etapas do estudo.

Cabe destacar que todos os dados serão armazenados no computador pessoal do pesquisador responsável Pedro Henrique Tolentino Bandeira Mendonça (Discente de Mestrado) localizado em sua respectiva residência (Avenida Bias Fortes, 984, ap 105 – Belo Horizonte, Minas Gerais). Os dados serão mantidos durante o período de 10 anos e após este período serão inutilizados. Qualquer dúvida em relação ao caráter ético deve ser esclarecida junto ao Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais, e as condizentes à pesquisa devem ser esclarecidas com o pesquisador. Finalmente, tendo eu compreendido perfeitamente tudo o que me foi informado sobre a minha participação no mencionado estudo e consciente dos meus direitos, das minhas responsabilidades, dos riscos e dos benefícios que a minha participação implica, concordo em dele participar e, para isso, eu _____, DOU O MEU CONSENTIMENTO SEM QUE PARA ISSO EU TENHA SIDO FORÇADO OU

OBRIGADO. O presente termo de consentimento é feito de livre e espontânea vontade, sendo que o mesmo é assinado nesta data, em duas vias (sendo uma via minha e outra dos pesquisadores) para que produza seus efeitos éticos, jurídicos e legais.

Belo Horizonte, _____ de _____ de 2021.

Assinatura do Participante

Assinatura do Pesquisador Responsável

Pesquisadores responsáveis:

Prof. Dr. André Gustavo Pereira Andrade (Orientador)

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 Campus - Pampulha - Belo Horizonte - MG - CEP 31270-901, EEEFTO - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFTO), Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) Telefone para contato: 31-994516185 - e-mail: andreguto@yahoo.com.br

Pedro Henrique Tolentino Bandeira Mendonça

Endereço: Avenida Bias Fortes, 984, Lourdes – Belo Horizonte/ Minas Gerais CEP: 30170-013.

Telefone: (31) 98779-9180 E-mail: tbandeira.personal@gmail.com

Em caso de dúvidas, com respeito aos aspectos éticos desta pesquisa, você poderá consultar:

COEP-UFMG - Comissão de Ética em Pesquisa da UFMG

Av. Antônio Carlos, 6627. Unidade Administrativa II - 2º andar - Sala 2005.

Campus Pampulha. Belo Horizonte, MG – Brasil. CEP: 31270-901.

E-mail: coep@prpq.ufmg.br. Tel: 34094592.

APÊNDICE 2

ANAMNESE

Nome Completo:

Data de Nascimento:

Profissão:

Telefone para contato:

Email para contato:

Qual o volume semanal de treino (em horas)?

1. Um médico já disse que você tinha alguns dos problemas que se seguem?

- Doença cardíaca Batimentos cardíacos irregulares Diabetes
 Hipertensão Câncer Asma ()

Bronquite

- Doença respiratória Nenhum () Outro:

2. Possui algum dos sintomas abaixo?

- Dor nas costas Dor na nuca Dores musculares
 Dor nas articulações (quadril, joelho, tornozelo, punho, cotovelo)
 Doença respiratória (bronquite, edema, asma, enfisema, outra)
 Nenhum Outro: _____

Caso possua algum tipo de doença respiratória, especifique abaixo:

3. Faz uso de algum medicamento? (nome e motivo)

4. Fuma? () Sim () Não

5. Há quanto tempo pratica musculação? (meses ou anos)

APÊNDICE 3

PAR-Q

AVALIADO:

| SIM | NÃO | PERGUNTA |
|-----|-----|--|
| | | 1. O seu médico já lhe disse alguma vez que você apresenta um problema cardíaco? |
| | | 2. Você apresenta dores no peito com frequência? |
| | | 3. Você apresenta episódios freqüentes de tonteira ou sensação de desmaio? |
| | | 4. Seu médico alguma vez já lhe disse que sua pressão sangüínea era muito alta? |
| | | 5. Seu médico alguma vez já lhe disse que você apresenta um problema ósseo ou articular, como uma artrite, que tenha sido agravado pela prática de exercícios, ou que possa ser por eles agravado? |
| | | 6. Existe alguma boa razão física, não mencionada aqui, para que você não siga um programa de atividade física, se desejar fazê-lo? |
| | | Você tem mais de 65 anos e não está acostumado a se exercitar vigorosamente? |

Se você respondeu:

| | |
|------------------------------------|---|
| SIM A UMA OU MAIS PERGUNTAS | Se você não consultou seu médico recentemente, consulte-o por telefone ou pessoalmente, ANTES de intensificar suas atividades físicas /ou de ser avaliado para um programa de condicionamento físico. Diga a seu médico que perguntas você respondeu com um SIM a este questionário conhecido como PAR-Q ou mostre a cópia deste questionário. |
| NÃO A TODAS AS PERGUNTAS | Se você respondeu este questionário corretamente, você pode ter uma razoável garantia de apresentar as condições adequadas para: Um programa de exercícios gradativos. – um aumento gradual na intensidade dos exercícios adequados promove um bom desenvolvimento do condicionamento físico, ao mesmo tempo em que minimiza ou elimina o desconforto associado. |

PROGRAMAS

Após a avaliação médica, procure se aconselhar com seu médico acerca de suas condições para:

- Atividades físicas irrestrita, começando a partir de baixos níveis de intensidade e aumentando progressivamente.
- Atividade física limitada ou supervisionada que satisfaça suas necessidades específicas, pelo menos numa base inicial. Verifique em sua continuidade os programas ou serviços especiais.

Adiar o início do programa de exercícios.

Na vigência de uma enfermidade temporária de menor gravidade, tal como um resfriado comum.

SEXO [M] [F] – IDADE [____]

APÊNDICE 4

Questionário de Predominância de Uso de um Pé de Waterloo Revisado Versão em Português falado no Brasil

Instruções:

Por gentileza, responda cada uma das questões a seguir de maneira a mais bem descrever suas habilidades. Se você SEMPRE usa um pé para desempenhar as atividades descritas abaixo, circule DS ou ES (para Direita Sempre ou Esquerda Sempre). Se você FREQUENTEMENTE usa um pé, circule DF ou EF (para Direito Frequentemente ou Esquerdo Frequentemente), se for apropriado. Se você usa AMBOS os pés com a mesma frequência, circule AMB. Por favor, não marque a mesma resposta para todas as questões. A cada questão, imagine você mesmo desempenhando cada atividade e, somente então, marque a resposta apropriada. Se necessário, pare e simule o movimento para descobrir a sua forma de uso.

1. Qual pé você usaria para chutar uma bola parada em linha reta em direção a um alvo a sua frente?

DS DF AMB ES EF

2. Se você tivesse que ficar em um pé só sem ajuda, em qual pé ficaria?

DS DF AMB ES EF

3. Qual pé você usaria para alisar a areia da praia?

DS DF AMB ES EF

4. Se você tivesse que subir em uma cadeira, qual pé você colocaria primeiro sobre ela?

DS DF AMB ES EF

5. Qual pé você usaria para esmagar uma barata agitada se movendo no chão?

DS DF AMB ES EF

6. Se você tivesse que se equilibrar em um pé só sobre o meio-fio da calçada, qual pé usaria?

DS DF AMB ES EF

7. Se você tivesse que pegar uma bolinha de gude usando os dedos do pé, qual pé usaria?

DS DF AMB ES EF

8. Se você tivesse que pular em um pé só, qual pé usaria?

DS DF AMB ES EF

9. Qual pé você usaria para cravar uma pá na terra?

DS DF AMB ES EF

10. Posicionado confortavelmente em pé, pessoas inicialmente colocam a maioria do seu peso sobre um dos pés, dobrando levemente o joelho da outra perna. Qual pé você colocaria a maior parte do seu peso primeiro?

DS DF AMB ES EF

11. Existe alguma razão (ou seja, lesão/desconforto) para que você tenha mudado o seu pé preferido para qualquer uma das atividades acima?

Sim Não

12. Você tem dado treinamento especial ou preferência de uso para um pé em particular para certas atividades?

Sim Não

ANEXOS

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação de assimetrias bilaterais no agachamento livre com barra por meio da análise de dados funcionais

Pesquisador: André Gustavo Pereira de Andrade

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 50717321.3.0000.5149

Instituição Proponente: Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 5.137.745

Apresentação do Projeto:

Este projeto possui parecer anterior, número: 4.964.712. O presente trabalho caracteriza-se como um estudo de coorte transversal. Será realizada a análise funcional de dados para avaliar assimetrias bilaterais em indivíduos experientes em treinamento de força durante a execução do exercício agachamento livre com barra, nas situações calçado e descalço em três intensidades distintas, 65, 75 e 85% de uma repetição máxima. São esperados menores ângulos de flexão no membro mais forte em relação ao membro mais fraco, e que o uso de calçados favoreça menores ângulos de flexão do quadril. Também são esperados maiores momentos de força articular no membro mais forte em relação ao membro mais fraco e maiores momentos na articulação do tronco em indivíduos mais assimétricos em relação aos mais simétricos. Além disso, espera-se que a condição calçada favoreça maiores momentos na articulação do joelho em relação a descalça. Espera-se que os indivíduos mais fortes se apresentem mais simétricos mesmo com o aumento da intensidade, ao contrário dos indivíduos mais fracos. A amostra será composta por 11 sujeitos, do sexo masculino, com idade entre 20 e 40 anos. Como critérios de inclusão serão adotados os seguintes parâmetros: ter, no mínimo, prática de 1 ano de experiência em agachamento com a barra nas costas, e familiaridade em agachar descalço. Serão excluídos do estudo os indivíduos que apresentarem algum tipo de lesão muscular ou articular, bem como qualquer outro fator que possa comprometer a qualidade da execução. Todos os indivíduos que participarem do estudo serão submetidos a testes protocolizados, divididos em quatro etapas: 1)

Endereço: Av. Presidente Antonio Carlos, 6627 2º. Andar 2 Sala 2005 2 Campus Pampulha
Bairro: Unidade Administrativa II **CEP:** 31.270-901
UF: MG **Município:** BELO HORIZONTE
Telefone: (31)3409-4592 **E-mail:** coep@prpq.ufmg.br

Continuação do Parecer: 5.137.745

Os indivíduos selecionados preencherão uma anamnese, responderão ao questionário PAR-Q e ao Questionário de predominância de uso de um pé de Waterloo revisado para avaliar a predominância de membro; 2) A avaliação de massa corporal, estatura e do percentual de gordura; 3) avaliação da força máxima, por meio do teste de 1 RM. Esse é necessário para determinar a carga externa durante a sessão experimental. Os testes de 1RM seguirão as diretrizes reconhecidas, conforme estabelecido pelo American College of Sports Medicine (2009). Um aquecimento específico será realizado pelos sujeitos antes do teste, consistindo em cargas correspondentes a ~ 50% da 1RM e cinco a dez repetições serão realizadas; 4) Quarenta e oito horas após a realização do teste de 1 RM, os avaliados farão a sessão experimental. Inicialmente será realizado um teste de equilíbrio estático bipodal na plataforma de força. Em seguida os avaliados realizarão repetições do agachamento com a barra nas costas com carga externa de 65%, 75% e 85% de 1RM, o que caracterizam intensidades moderadas, vigorosas e próxima da máxima, respectivamente (ACSM, 2011). Cada participante irá executar cinco repetições de agachamento, até onde a coxa fique paralela ao solo, e em seguida retornar à posição inicial. Isso será praticado em ambas as condições, descalça e de tênis tradicional, usando sua técnica padrão de agachar. No projeto detalhado foi elucidado que será realizada uma análise cinética tridimensional, usando um sistema de captura de movimento optoeletrônico com 11 câmeras, com posicionamento de marcadores retrorreflexivos em diversos pontos corporais. Nesta análise cinemática a imagem dos voluntários não será registrada ou apresentada, sendo criada uma representação dos pontos anatômicos registrados. Também será realizada a medida da força de reação de solo, sendo utilizadas duas plataformas de força, com o avaliado um pé em cada uma das plataformas. As variáveis analisadas serão as forças de reação do solo na direção vertical, medidas através do contato de apoio do pé posicionado posteriormente sobre as plataformas de força. Para analisar as assimetrias nas séries temporais, será aplicada uma análise de variância funcional two-way (FANOVA) para medidas repetidas, considerando os fatores (membro e intensidade) e (membro e calçado), respectivamente para cada um dos objetivos do estudo. A rotina da FANOVA será implementada no Matlab 2017a (MathWorks, USA).

Objetivo da Pesquisa:

- Avaliar o impacto na cinemática do movimento Agachamento com Barra Livre, analisando o deslocamento angular das articulações do tornozelo, joelho, quadril e tronco nas condições calçado e descalço.
- Avaliar o impacto na cinética do movimento Agachamento com Barra Livre, analisando as forças verticais de reação do solo no membro inferior nas condições calçado e descalço e os Momentos

Endereço: Av. Presidente Antonio Carlos, 6627 2º Andar 2 Sala 2005 2 Campus Pampulha
Bairro: Unidade Administrativa II **CEP:** 31.270-901
UF: MG **Município:** BELO HORIZONTE
Telefone: (31)3409-4592 **E-mail:** coep@prpq.ufmg.br

Continuação do Parecer: 5.137.745

de Força das articulações do tornozelo, joelho, quadril e tronco nas condições calçado e descalço.

- Avaliar a simetria do membro inferior nas condições "calçado" e "descalço" na execução do movimento Agachamento com Barra livre em três intensidades distintas.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O proponente relata que os riscos se resumem a lesões musculoesqueléticas. Não foram apresentadas informações detalhadas adicionais. Conforme solicitado no parecer anterior, no TCLE foram apresentadas afirmações adicionais e detalhadas.

Também segundo o proponente, através dos resultados espera-se acrescentar informações sobre o comportamento de assimetrias em uma situação até então não explorada (calçada/descalço). Não foram apresentados benefícios diretos aos participantes.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto é referente ao programa de pós-graduação em Ciências de Esporte. Possui financiamento próprio, sendo os materiais necessários já disponíveis. Segundo parecer consubstanciado do departamento, o projeto apresenta mérito e encontra-se no escopo da linha de pesquisa do pesquisador responsável. Conforme solicitado no parecer anterior, foi elucidado que o projeto não terá coparticipante.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Foram apresentados os seguintes termos: carta resposta ao CEP, folha de rosto assinada, projeto detalhado, informações básicas e TCLE.

Conforme solicitado no parecer anterior, foi elucidado na carta resposta e identificado no projeto que a análise cinemática não registrará as imagens dos voluntários, sendo impossível identifica-los, o que dispensa a assinatura de um termo de autorização de registro de imagem.

Também conforme solicitação do parecer anterior, no TCLE foram apresentados os procedimentos experimentais que serão realizados.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Uma vez que foram atendidas as solicitações do parecer anterior, somos, S.M.J., favoráveis à aprovação do projeto.

Considerações Finais a critério do CEP:

Tendo em vista a legislação vigente (Resolução CNS 466/12), o CEP-UFMG recomenda aos

Endereço: Av. Presidente Antonio Carlos, 6627 2º Andar 2ª Sala 2005 2º Campus Pampulha
Bairro: Unidade Administrativa II **CEP:** 31.270-901
UF: MG **Município:** BELO HORIZONTE
Telefone: (31)3409-4592 **E-mail:** coep@prpq.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 5.137.745

Pesquisadores: comunicar toda e qualquer alteração do projeto e do termo de consentimento via emenda na Plataforma Brasil, informar imediatamente qualquer evento adverso ocorrido durante o desenvolvimento da pesquisa (via documental encaminhada em papel), apresentar na forma de notificação relatórios parciais do andamento do mesmo a cada 06 (seis) meses e ao término da pesquisa encaminhar a este Comitê um sumário dos resultados do projeto (relatório final).

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

| Tipo Documento | Arquivo | Postagem | Autor | Situação |
|---|---|------------------------|--|----------|
| Informações Básicas do Projeto | PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1802580.pdf | 13/10/2021 13:13:23 | | Aceito |
| Outros | Carta_resposta.pdf | 13/10/2021 13:12:44 | PEDRO HENRIQUE TOLENTINO BANDEIRA MENDONÇA | Aceito |
| Projeto Detalhado / Brochura Investigador | PROJETO_PEDRO_AGACHAMENTO.docx | 22/09/2021 12:29:07 | PEDRO HENRIQUE TOLENTINO BANDEIRA MENDONÇA | Aceito |
| TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência | TCLE.pdf | 22/09/2021 12:26:56 | PEDRO HENRIQUE TOLENTINO BANDEIRA MENDONÇA | Aceito |
| Outros | Parecer_Pedro_Tolentino.pdf | 05/08/2021 10:04:57 | PEDRO HENRIQUE TOLENTINO BANDEIRA MENDONÇA | Aceito |
| Folha de Rosto | Folha_de_Rosto_Pedro.pdf | 04/08/2021 13:23:35 | PEDRO HENRIQUE TOLENTINO BANDEIRA MENDONÇA | Aceito |

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: Av. Presidente Antonio Carlos, 6627 - 2º. Andar - Sala 2005 - Campus Pampulha
Bairro: Unidade Administrativa II **CEP:** 31.270-901
UF: MG **Município:** BELO HORIZONTE
Telefone: (31)3409-4592 **E-mail:** coep@prpq.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 5.137.745

BELO HORIZONTE, 01 de Dezembro de 2021

Assinado por:
Críssia Carem Paiva Fontainha
(Coordenador(a))

Endereço: Av. Presidente Antonio Carlos, 6627 2º Andar Sala 2005 Campus Pampulha
Bairro: Unidade Administrativa II **CEP:** 31.270-901
UF: MG **Município:** BELO HORIZONTE
Telefone: (31)3409-4592 **E-mail:** coep@prpq.ufmg.br