

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação

Natália Cardoso Campos

**ANÁLISE DA FUNÇÃO MUSCULAR E DISSIPAÇÃO DE ENERGIA EM
CORREDORAS COM E SEM INCONTINÊNCIA URINÁRIA DE ESFORÇO: UM
ESTUDO TRANSVERSAL**

Belo Horizonte

2024

Natália Cardoso Campos

**ANÁLISE DA FUNÇÃO MUSCULAR E DISSIPACÃO DE ENERGIA EM
CORREDORAS COM E SEM INCONTINÊNCIA URINÁRIA DE ESFORÇO: UM
ESTUDO TRANSVERSAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação

Área de concentração: Desempenho Motor e Funcional Humano

Orientador: Prof. Dr. Renan Alves Resende

Coorientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Coorientadora: Prof. Dra. Mariana Maia de Oliveira Sunemi

Belo Horizonte

2024

C198a Campos, Natália Cardoso
2024 Análise da função muscular e dissipação de energia em corredoras com e sem incontinência urinária de esforço: um estudo transversal. [manuscrito] / Natália Cardoso Campos – 2024.
64 f.: il.

Orientador: Renan Alves Resende
Coorientador: Sérgio Teixeira da Fonseca
Coorientadora: Mariana Maia de Oliveira Sunemi

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 45-47

1. Corredores (Esportes) – Teses. 2. Mulheres – Teses. 3. Incontinência Urinária por estresse – Teses. I. Resende, Renan Alves. II. Fonseca, Sérgio Teixeira da. III. Sunemi, Mariana Maia de Oliveira. IV. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. V. Título.

CDU: 615.8

Ficha catalográfica elaborada pela bibliotecária Sheila Margareth Teixeira Adão, CRB 6: n° 2106, da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.



ATA DA DEFESA DA DISSERTAÇÃO DA ALUNA NATÁLIA CARDOSO CAMPOS

Realizou-se, no dia 29 de agosto de 2024, às 09:00 horas, no Auditório Maria Lúcia Paixão, da Universidade Federal de Minas Gerais, a defesa de dissertação, intitulada *Análise da Função Muscular e da Dissipação de Energia em Corredoras com e sem Incontinência Urinária de Esforço*, apresentada por NATÁLIA CARDOSO CAMPOS, número de registro 2022688516, graduada no curso de FISIOTERAPIA, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, à seguinte Comissão Examinadora: Prof(a). Renan Alves Resende - Orientador (Universidade Federal de Minas Gerais), Prof(a). Sérgio Teixeira da Fonseca (Universidade Federal de Minas Gerais), Prof(a). Vanessa Lara de Araujo (Universidade Federal de Minas Gerais), Prof(a). Neville Ferreira Fachini de Oliveira (UFES).

A Comissão considerou a dissertação:

Aprovada

Reprovada

Finalizados os trabalhos, lavrei a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos membros da Comissão.
Belo Horizonte, 29 de agosto de 2024.

Renan Alves

Resende:07693033

661

Prof(a). Renan Alves Resende (Doutor)

Digitally signed by Renan
Alves Resende:07693033661
Date: 2024.09.02 20:07:41
+02'00'

Prof(a). Sérgio Teixeira da Fonseca (Doutor)

Vanessa Lara de Araujo

Prof(a). Vanessa Lara de Araujo (Doutora)

Documento assinado digitalmente
gov.br NEVILLE FERREIRA FACHINI DE OLIVEIRA
Data: 02/09/2024 11:08:22-0300
Verifique em <https://validar.it.gov.br>

Prof(a). Neville Ferreira Fachini de Oliveira (Doutora)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO



FOLHA DE APROVAÇÃO

Análise da Função Muscular e da Dissipação de Energia em Corredoras com e sem Incontinência Urinária de Esforço

NATÁLIA CARDOSO CAMPOS

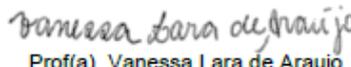
Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, como requisito para obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, área de concentração DESEMPENHO FUNCIONAL HUMANO.

Aprovada em 29 de agosto de 2024, pela banca constituída pelos membros:

Prof(a). Renan Alves Resende - Orientador
Universidade Federal de Minas Gerais

Renan Alves
Resende:076
93033661
Digitally signed by
Renan Alves
Resende:07693033661
Date: 2024.09.02
20:09:06 +02'00'


Prof(a). Sérgio Teixeira da Fonseca
Universidade Federal de Minas Gerais


Prof(a). Vanessa Lara de Araujo
Universidade Federal de Minas Gerais

Documento assinado digitalmente
gov.br
NEVILLE FERREIRA FACHINI DE OLIVEIRA
Data: 02/09/2024 11:08:22-0300
Verifique em <https://validar.jf.gov.br>

Prof(a). Neville Ferreira Fachini de Oliveira
UFES

Belo Horizonte, 29 de agosto de 2024.

“Você tem algum ditado favorito? – perguntou o menino.

Tenho sim – respondeu a toupeira.

Qual é?

Se não conseguir de primeira, coma um pedaço de bolo.

Entendi. E funciona?

Sempre!”

O menino, a toupeira, a raposa e o cavalo

AGRADECIMENTOS

Como diz minha Vó Walkíria, “a amizade e a convivência com pessoas especiais é uma das maiores riquezas que conquistamos na nossa caminhada evolutiva”. Ah... a caminhada. Eu confesso que estava apreensiva para estar aqui sentada escrevendo estes agradecimentos. Porque chegar aqui significaria que eu estaria próxima do fim (ou do recomeço?) dessa estrada do mestrado que eu decidi explorar. Sem dúvida, essa estrada teve subidas, descidas, uns buracos, uns desvios de rota, uns pneus furados. Mas, no final, o que conta mesmo é a linda paisagem que eu tive a oportunidade de explorar junto de pessoas que fizeram dessa viagem mais leve e alegre. Para mim, é um privilégio poder ter esse espaço para agradecer cada um que esteve comigo nesse caminho do mestrado e dividir essa conquista com vocês.

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer a Deus por iluminar e me amparar durante essa e outras caminhadas da vida. A cada participante deste projeto: sem vocês nada teria acontecido. Este estudo foi feito por mulheres para nós mulheres. Gratidão. Obrigada a meu orientador Dr. Renan Resende, por ter topado essa história toda e ter me acolhido com tanta maestria. Renan, é um prazer imenso poder aprender com você, obrigada por confiar em mim. Agradeço também aos meus coorientadores Dr. Sérgio Fonseca e Dra. Mariana Maia. Sérgio, obrigada por me ensinar que a pesquisa é uma arte e pode sim ser divertida. Te admiro muito e te acho “cabuloso” (haha piadinhas internas). Mari Maia, minha querida amiga. Que privilégio poder ter você nessa vida. É uma honra para mim poder aprender com você e dividir tantas conquistas, trocas e, claro, muitas risadas. Obrigada por trazer leveza para os meus dias. Gostaria também de agradecer a Dra. Elyonara por ter me apresentado para a saúde da mulher e me ensinado e incentivado tanto. Obrigada pelo carinho, confiança e por tantos aprendizados.

Ao LAM, que foi minha família (booom dia família), casa, meu trabalho, minhas fugas, meu cantinho de silêncio (ou de caos) e o lugar onde eu tive a oportunidade de conhecer pessoas incríveis e aprender sobre tudo e mais um pouco (sim, o LAM não é só biomecânica, entropia, complexidade não... tem filosofadas da vida, tem conselhos de sobra, tem cafezinho com fofoquinha, e por aí vai). Obrigada a todos os alunos, mestrands, doutorandos que fazem parte desse laboratório. Em especial eu gostaria de agradecer ao super Délcio. Obrigada por cuidar da gente de forma tão genuína e por sempre me lembrar que “se melhorar, a vida transborda”. Você é muito especial. À Ju Quirino, Camila, Bruno, Julitsu,

Thi pelas trocas e apoio, vocês com certeza fizeram meus dias mais felizes. Um agradecimento especial à Li e a Prips. Li é conhecida como a mãe de todos nós. Por aí vocês já imaginam né? Li, obrigada por ser essa pessoa que traz calma e que muitas vezes (muitas mesmo) confiou mais em mim do eu mesma. Obrigada por tanto apoio, parceria, conselhos e por fazer os melhores bolos para a gente. Prips tem a melhor risada do mundo e é aquela pessoa que em qualquer lugar que ela chega ilumina tudo. Obrigada por tanta paciência em nos ensinar os códigos complicados que só você entende e por trazer leveza para os momentos desafiadores e para os tranquilos também. Mari Aquino, aprender com você foi um presente dessa estrada. Mari, te admiro muito como mulher, pesquisadora e profissional. Obrigada por me ensinar tanto e pela paciência. Rê, é incrível imaginar que fui sua aluna de iniciação científica no seu mestrado e agora estamos aqui, eu finalizando o meu mestrado e você voando no seu doutorado. Tenho muito orgulho de você e da nossa amizade. Você com certeza é uma das pessoas que mais me incentivou neste processo. Gratidão imensa. Lets, minha gêmea. Que presente foi me aproximar e dividir essa estrada com você. Obrigada por estar comigo quando eu precisei recalcular a rota, por ter me ajudado a subir, a descer, a pular uns buracos e a curtir a paisagem também. Mesmo que muitas vezes você se questione, saiba que você é uma das pessoas mais proativas, capazes e com melhor coração que eu já conheci. Poder ter um espacinho para mim nele é um privilégio. Te admiro muito. Vamos que vamos para mais quatro aninhos nessa nova estrada que ainda vamos explorar juntas. Não podia deixar de agradecer à melhor equipe (minhas filhas) que toparam ingressar nessa comigo. Laurinha, Samá, Nati, Dani, Bet, Juliana, Julia, Lara, Paola. Que time de mulheres incríveis. Agradeço imensamente por todo apoio, companheirismo e por toparem coletar nas férias, sábado, domingo e feriados com minha playlist incrível (eu sei que vocês amaram haha). Sem vocês nada disso teria acontecido. Foi uma honra viver esses momentos ao lado de mulheres tão competentes e incríveis. Em especial, gostaria de agradecer ao meu braço direito e esquerdo e muitas vezes minha cabeça quando eu pensava que não ia dar conta. Laurinha, obrigada por ter abraçado com tanto afinho este projeto. Gratidão imensa pelas trocas e pelo apoio. Você foi essencial nessa caminhada. Agradeço também à toda equipe da Saúde da Mulher e do LAFIM pelo companheirismo e apoio.

À minhas queridas amigas Ba, Bia, Ma e Glau (os presentes que o Caism e a Maria Maia me deram). Ba, minha alma gêmea de Campinas. Gratidão minha querida amiga por dividir a vida comigo. Você é muito especial para mim. Agradeço a todos os meus amigos por todo apoio, por entenderem minhas ausências e comemorarem esses momentos de alegria

comigo. Agradeço aos meus amigos da escalada que foram meu refúgio durante tantos momentos e por estarem do meu lado comemorando comigo no dia em que enviei a primeira versão deste documento.

Por fim, agradeço à minha família. Obrigada por me apoiarem a seguir meus sonhos e por me ensinarem a desfrutar as belezas da vida. Agradeço aos meus pais, Fabrízio e Cátia por terem me apoiado e por, muitas vezes, terem desistido do sonho de vocês para que eu e meu irmão pudéssemos sonhar os nossos. Saibam, que nada disso teria sido possível sem o amor, o apoio e os ensinamentos que tive dentro de casa. Eu amo e admiro vocês. Ao meu irmão Felipe e minha irmã-cunhada Júlia, obrigada por estarem sempre ao meu lado, vibrando com minhas conquistas e dividindo as malas pesadas da viagem. À minha vó Walkíria, que sempre foi minha maior inspiração. Obrigada por me ensinar que a vida é linda e viver ela com alegria é uma delícia. Agradeço ao Henrique, por ser o melhor companheiro que eu podia ter encontrado para fazer esta e outras viagens. Obrigada por ser meu porto seguro, por me apoiar em tudo, por ser colo quando tudo parecia desmoronar, por todos os sonhos doidos que a gente tem, por todas as risadas e filosofadas que a gente dá e por me fazer ver que a felicidade se encontra nas coisas mais simples da vida. Amo dividir a vida com você. Obrigada Zezeca e Jota pela felicidade diária. Agradeço também à minha segunda família Fátima, Paulão e Ivone. Obrigada por me acolherem e cuidarem de mim. Enfim, gratidão a cada um e que venham muitas e muitas estradas para serem exploradas. Essa conquista é nossa!

RESUMO

Introdução: O impacto repetitivo durante a corrida pode estar relacionado à incontinência urinária de esforço (IUE) em mulheres corredoras, cuja prevalência varia entre 47% a 62% neste público. Durante a fase de apoio da corrida, a força de reação do solo (FRS) aumenta de 3 a 4 vezes o peso corporal gerando um impacto que precisa ser absorvido e dissipado pelas articulações dos membros inferiores, diminuindo assim a demanda que chega à pelve e à coluna lombar baixa. A aplicação repetitiva de impacto na região pélvica e a incapacidade das corredoras de gerenciar essas demandas podem comprometer o mecanismo de continência urinária, resultando em sintomas de IUE. Diante disso, o objetivo deste estudo foi investigar como as corredoras dissipam a energia na cadeia cinética e se há diferenças entre as capacidades musculoesqueléticas (e.g., funções musculares) em lidar com as demandas da corrida (e.g., estresses gerados pelo impacto). **Métodos:** Foram incluídas mulheres de 18 a 45 anos, com pelo menos seis meses de experiência em corrida e um mínimo de 20km de treino por semana, que não tivesse realizado cirurgia ou sofrido lesão nos membros inferiores ou pelve, não estivessem grávidas, não tivessem realizado tratamento para IUE e que concordaram em realizar a avaliação ginecológica. No grupo de corredoras incontinentes (GCI), foram incluídas aquelas que relataram sintomas de IUE durante a corrida e no questionário *International Consultation on Incontinence Questionnaire - Short Form (ICIQ-SF)*, sendo obrigatório o sintoma de IUE durante atividades físicas. No grupo de corredoras continentas (GCC), foram incluídas aquelas sem relato de IUE e com pontuação zero no ICIQ-SF. A função dos músculos do assoalho pélvico (pressão de contração em cmH₂O e a resistência em segundos) foi avaliada por meio do Peritron, e a força isométrica máxima dos rotadores laterais e mediais de quadril, flexores de tronco, flexores plantares e quadríceps (Newtons) foi medida por um dinamômetro manual portátil. Os dados cinéticos incluíram a absorção de impacto no tornozelo, joelho e quadril no plano sagital, bem como a atenuação do choque entre a tíbia e o fêmur, durante corrida em esteira instrumentada em um sistema de análise tridimensional do movimento. Os dados com distribuição normal foram analisados pelo Teste-t, enquanto os dados com distribuição não normal foram analisados pelo teste de Mann-Whitney. O nível de significância adotado foi de 0,05. **Resultados:** Trinta e duas corredoras foram incluídas no estudo, sendo dezesseis no GCI e dezesseis no GCC. Os grupos foram homogêneos em todas as variáveis sociodemográficas. A pressão de contração vaginal e a resistência dos músculos do assoalho pélvico, bem como os testes de força isométrica máxima dos rotadores externos e internos do quadril, flexores do tronco, flexores plantares do tornozelo e quadríceps, não mostraram diferenças estatísticas entre os grupos. Apesar de não haver diferenças na magnitude vertical da força de reação do solo que atinge a cadeia cinética, o GCI apresentou menor absorção de energia no tornozelo, menor atenuação do impacto entre a tíbia e o fêmur e maior absorção de energia no quadril durante a fase de apoio da corrida em comparação com o GCC. **Conclusão:** Nenhuma diferença foi observada na pressão de contração vaginal, na resistência dos músculos do assoalho pélvico ou na força máxima isométrica entre corredoras com e sem IUE. Corredoras com IUE exibiram menor absorção de energia nas articulações do tornozelo e menor atenuação de impacto entre a tíbia e o fêmur, associadas a uma maior absorção de energia no quadril durante a fase de apoio da corrida em comparação com o grupo sem IUE. Esses achados sugerem que as demandas impostas às estruturas pélvicas em corredoras com IUE são maiores do que em corredoras continentas, possivelmente resultando em sobrecarga tecidual e contribuindo para os sintomas de IUE. A IUE é uma condição multifatorial, e uma avaliação mais abrangente, levando em consideração as capacidades de absorver e atenuar o impacto, é necessária para melhor entender as relações complexas e não lineares entre as capacidades individuais, as demandas da corrida e a IUE em corredoras.

Palavras-chave: Corrida, Incontinência Urinária de Esforço, Assoalho pélvico, Absorção do Impacto, Biomecânica.

ABSTRACT

Introduction: Repetitive impact during running may be related to stress urinary incontinence (SUI) in female runners, with a prevalence ranging from 47% to 62% in this group. During the stance phase of running, the ground reaction force (GRF) increases to 3 to 4 times the body weight, causing an impact that must be absorbed and dissipated by the lower limb joints to reduce the load transmitted to the pelvis and lower lumbar spine. The repetitive transmission of impact to the pelvic region, combined with the inability of female runners to manage these demands, can compromise urinary continence mechanisms, leading to SUI symptoms. Therefore, this study investigated how female runners dissipate energy through the kinetic chain if there are differences in the musculoskeletal capacities (e.g., muscle functions) to handle the demands of running (e.g., stresses generated by impact) **Methods:** This study included women aged 18 to 45 years, with at least six months of running experience and a minimum of 20 km of training per week, who had no history of surgery or injury to the lower limbs and pelvis, were not pregnant, and had not undergone and were not undergoing treatment for SUI. Participants agreed to gynecological evaluation. The group of incontinent runners (GIR) included those who reported SUI symptoms during running and in the *International Consultation on Incontinence Questionnaire - Short Form* (ICIQ-SF), with mandatory SUI symptoms during physical activities. The group of continent runners (GCR) included those without SUI symptoms and with a score of zero on the ICIQ-SF. Pelvic floor muscle function (vaginal squeeze pressure in cmH₂O and endurance in seconds) was assessed using the Peritron, and maximal isometric strength of the hip external and internal rotators, trunk flexors, plantar flexors, and quadriceps (Newtons) was measured using a portable handheld dynamometer. Kinetic data, including impact absorption at the ankle, knee, and hip in the sagittal plane and shock attenuation between the tibia and femur, were analyzed during treadmill running using a 3D motion analysis system. Data with a normal distribution were analyzed using the t-test, while data with a non-normal distribution were analyzed using the Mann-Whitney test. A significance level of 0.05 was set for this study. **Results:** Thirty-two female runners participated in the study, with sixteen in the GIR and sixteen in the GCR. Groups were homogeneous in all sociodemographic variables. Vaginal squeeze pressure and endurance of the pelvic floor muscles, as well as maximum isometric strength tests of the hip external and internal rotators, trunk flexors, ankle plantar flexors, and quadriceps, showed no statistical differences between groups. Despite no differences in the vertical magnitude of the ground reaction force reaching the kinetic chain, the GIR exhibited lower energy absorption at the ankle, lower impact attenuation between the tibia and femur, and higher energy absorption at the hip during the stance phase of running compared to the GCR. **Conclusion:** No differences were observed in vaginal squeeze pressure, pelvic floor muscle endurance, or isometric maximal strength between runners with and without SUI. Runners with SUI exhibited lower joint energy absorption at the ankle and reduced shock attenuation between the tibia and femur, associated with higher energy absorption at the hip during the stance phase of running compared to the group without SUI. These findings suggest that the demands placed on the pelvic structures in female runners with SUI are greater than in continent runners, possibly resulting in tissue overload and contributing to SUI symptoms. SUI is a multifactorial condition, and a more comprehensive evaluation, taking into consideration the capacities to absorb and attenuate impact, is necessary to better understand the complex and non-linear relationships between individual capabilities, running demands, and SUI in female runners.

Keywords: Running, Stress Urinary Incontinence, Pelvic Floor, Shock Attenuation, Biomechanics.

PREFÁCIO

De acordo com as normas para elaboração de dissertações do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais, este trabalho estrutura-se da seguinte forma:

- Introdução expandida, em que é realizada uma revisão bibliográfica sobre o tema, formulação de hipóteses, justificativa e objetivos do estudo;
- Artigo proveniente do estudo a ser submetido no periódico *British Journal of Sports Medicine*;
- Por fim, são apresentados as considerações finais, referências bibliográficas e os apêndices do mestrado realizado

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	9
2. OBJETIVOS E HIPÓTESES.....	14
3. ARTIGO.....	16
4. CONSIDERAÇÕES FINAIS	43
REFERÊNCIAS	45
APÊNDICES	48
Apêndice 1 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	48
Apêndice 2 – Questionário sociodemográfico e clínico.....	53
Apêndice 3 – Aprovação do Comitê de Ética e Pesquisa.....	55
Apêndice 4 – Versão Brasileira do International Consultation on Incontinence Questionnaire - Short Form (ICIQ-SF)	60
MINI-CURRÍCULO	61

1. INTRODUÇÃO

A incontinência urinária de esforço (IUE) é caracterizada pela queixa de perda de urina durante esforços físicos, como tosse, espirros, exercícios físicos e atividades esportivas (Doumouchtsis *et al.*, 2023). Os sintomas de incontinência urinária restringem a participação social, pioram a qualidade de vida das mulheres e geram altos custos para os sistemas de saúde público e privado (Almeida *et al.*, 2016; MacLennan *et al.*, 2000; Sung; Hampton, 2009). Além disso, uma a cada três mulheres abandonam ou trocam de exercício físico devido aos sintomas de incontinência urinária (Dakic *et al.*, 2021). Dentre os sintomas de disfunções do assoalho pélvico em mulheres, a IUE é o sintoma mais comumente relatado durante exercícios de alto impacto (Gan; Smith, 2023).

A corrida, caracterizada por seu alto impacto, gera aumentos súbitos de pressão intra-abdominal e altas magnitudes de força de reação do solo (FRS) (Bø; Nygaard, 2020). Durante a fase de apoio da corrida, a FRS é de 3 a 4 vezes maior do que o peso corporal (Bennell *et al.*, 2004). Esta força aumentada gera impactos que precisam ser absorvidos e dissipados pelas articulações dos membros inferiores (Nicola; Jewison, 2012), a fim de diminuir a demanda que chega para a pelve e coluna. Assim, o impacto repetitivo durante a corrida pode estar relacionado à IUE em mulheres corredoras, uma vez que a prevalência de incontinência neste grupo varia de 47% (Forner *et al.*, 2021) a 62% (Oli *et al.*, 2008), em comparação com a população feminina geral com uma prevalência variando de 25 a 45% na população feminina geral (Cardozo *et al.*, 2023). Dessa forma, a transmissão forças para a região pélvica e a incapacidade das mulheres corredoras de lidar com essas demandas pode comprometer o mecanismo de continência urinária, resultando em sintomas de IUE.

Para que a continência urinária ocorra, os mecanismos que aumentam a pressão de fechamento da uretra precisam funcionar corretamente para superar o aumento da pressão na bexiga (Cardozo *et al.*, 2023) As estruturas musculares, fasciais e ligamentares do assoalho pélvico geram tensão passiva no canal uretral, suportam os órgãos pélvicos e favorecem o mecanismo de continência (Ashton-Miller; Delancey, 2007). Entretanto, durante atividades mais vigorosas, como na corrida, a pressão intra-abdominal pode exceder a tensão máxima gerada pelas estruturas do assoalho pélvico (Tuttle *et al.*, 2014; Tuttle *et al.*, 2019), gerando a manifestação dos sintomas de IUE. Para compensar a insuficiência das estruturas do assoalho pélvico durante atividades vigorosas, é possível que os músculos do assoalho pélvico

necessitem da ação de músculos que atuam sinergicamente a eles para manutenção da continência urinária (Ocelli *et al.*, 2001; Pit *et al.*, 2003; Tuttle *et al.*, 2014).

A pelve é um ponto de fixação para músculos abdominais e músculos do quadril (Tim & Mazur-bialy, 2021). Devido à sua conexão anatômica, sabe-se que os músculos do assoalho pélvico têm papel importante na estabilização da cintura pélvica, na manutenção da postura ereta e nos movimentos do tronco e dos membros inferiores (Tim & Mazur-bialy, 2021). A tensão gerada por um determinado músculo pode ser transmitida a estruturas do corpo não adjacentes a ele por meio da transmissão de força miofascial (Carvalhais *et al.*, 2013). Em mulheres saudáveis, a solicitação de uma contração dos músculos do assoalho pélvico, também gera contração dos músculos oblíquos internos, transversos do abdômen (Neumann & Gill, 2002; Tim & Mazur-bialy, 2021), parte inferior dos retos abdominais e glúteos (Tim & Mazur-bialy, 2021). Mulheres com incontinência urinária têm uma maior força abdominal (Arbieto *et al.*, 2021) e ativam mais os músculos abdominais (reto abdominal e oblíquos internos e externos) ao realizarem uma contração voluntária do assoalho pélvico em comparação com mulheres continentais (Vesentini *et al.*, 2019). Essa ativação excessiva, combinada a uma contração insuficiente dos músculos do assoalho pélvico, pode estar relacionada aos sintomas de incontinência urinária (Vesentini *et al.*, 2019). Além disso, mulheres incontinentes têm músculos rotadores laterais e abdutores do quadril mais fracos em comparação com mulheres continentais (Foster *et al.*, 2021). Programas de fortalecimento destes músculos, combinados com treino dos músculos do assoalho pélvico, melhoraram a frequência de perda urinária, mesmo sem mudanças na força dos músculos do assoalho pélvico (Marques *et al.*, 2020). Dessa forma, a ação sinérgica dos músculos do assoalho pélvico, abdominais e do quadril pode gerar uma distribuição de tensão mais eficiente, diminuindo a sobrecarga na região pélvica. No entanto, pouco se sabe sobre o papel desses músculos na diminuição do estresse nas estruturas pélvicas durante atividades vigorosas como a corrida e da sua contribuição no mecanismo de continência urinária.

Estudos indicam que corredoras incontinentes têm força e resistência dos músculos do assoalho pélvico semelhantes ou melhores que corredoras continentais (Bérubé & Mclean, 2024; Silva *et al.*, 2020), mas possuem menor suporte passivo dos tecidos (e.g., menor rigidez passiva dos músculos do assoalho pélvico e altura mais baixa do colo vesical em ortostatismo) (Berube & Mclean, 2023). A maior força dos músculos do assoalho pélvico observada no grupo de mulheres corredoras incontinentes poderia ser uma compensação devido à menor

rigidez e menor capacidade de suporte uretral observada neste grupo (Berube & Mclean, 2023). Portanto, embora a função de força e resistência dos músculos do assoalho pélvico pareça ser maior entre corredoras com incontinência urinária, as demandas impostas pela corrida parecem causar mudanças no suporte passivo do assoalho pélvico que poderiam levar à perda de urina (Bérubé & Mclean, 2024; Berube & Mclean, 2023).

No contato inicial com o solo, durante a corrida, a energia gerada pelo impacto causa um aumento da aceleração dos segmentos do corpo, que precisa ser dissipada gradualmente na cadeia cinética (Derrick *et al.*, 1998). A performance na corrida requer certa capacidade do sistema musculoesquelético de lidar com os estresses causados pelos impactos na cadeia cinética (Fonseca *et al.*, 2007). A relação entre a quantidade de estresse aplicado no sistema musculoesquelético (e.g., demanda) e os recursos individuais (e.g., capacidade) são fatores determinantes no aparecimento de patologias (Fonseca *et al.*, 2007). As demandas de uma tarefa motora podem ser definidas como os fluxos de energia mecânica (e.g., estresses causados pelos impactos durante a corrida) aplicado no sistema musculoesquelético durante a realização de uma determinada tarefa (Fonseca *et al.*, 2007). Em contrapartida, as capacidades individuais são as habilidades do sistema em lidar com as demandas, utilizando os recursos disponíveis para gerar, transferir e dissipar energia mecânica (Fonseca *et al.*, 2007). A capacidade do sistema de lidar com as demandas de uma tarefa é dada pelos músculos locais (e.g. músculos responsáveis pelo mecanismo de continência urinária), músculos acessórios (e.g. músculos sinergistas aos músculos responsáveis pelo mecanismo de continência urinária) e músculos não-locais (e.g. músculos que não tem conexão direta com o mecanismo de continência urinária, mas são músculos que participam da absorção de energia nos membros inferiores durante a corrida).

A atenuação do impacto está relacionada com as mudanças nas altas frequências das acelerações entre segmentos distais e proximais que é passivamente dissipada por ligamentos, fâscias, cartilagens e ossos (Hamill *et al.*, 1995). Além disso, os músculos são responsáveis pela maior parte da atenuação ativa da aceleração resultante do impacto por meio de ajustes da rigidez articular e mudanças na cinemática (Hamill *et al.*, 1995, Derrick *et al.*, 1998). Embora o impacto seja frequentemente associado ao risco de IUE em corredoras, alguns investigadores sugerem que a capacidade adaptativa do indivíduo às demandas da tarefa (e.g., correr) é mais significativa do que o próprio impacto (Derrick & Mercer, 2004; Fonseca *et al.*, 2020). A não adaptação da corredora ao ambiente e à demanda da corrida (e.g., estresses

causados pelos impactos) pode resultar em um desempenho reduzido (Derrick & Mercer, 2004) e um aumento potencial do risco de sintomas de IUE. As capacidades e as demandas são determinadas pelos mecanismos disponíveis para cada indivíduo (Fonseca *et al.*, 2020; Gruber *et al.*, 2014), e a capacidade reduzida de atenuação do impacto pelos tecidos e mecanismos musculares distais pode resultar em uma maior demanda para regiões proximais, como a pele, potencialmente levando à sobrecarga dos tecidos (Gruber *et al.*, 2014; Voloshin *et al.*, 1988). Dessa forma, a IUE pode ser um resultado combinado do aumento de demanda causada pela corrida e de uma capacidade muscular insuficiente para lidar com o estresse adicional.

Métodos que consigam identificar os desequilíbrios na relação entre a capacidade individual (e.g., manter a continência urinária e absorver os impactos) e demanda (e.g., estresses causados pelos impactos durante a corrida) podem representar uma ferramenta importante para o melhor entendimento da ocorrência de incontinência urinária em mulheres corredoras. A medida de atenuação de choque é uma ferramenta que tem sido utilizada para investigar a atenuação do impacto ao longo da cadeia cinética. As análises que investigam a atenuação de choque fornecem informações relevantes sobre a contribuição dos mecanismos de atenuação ativa e passiva durante a realização de uma tarefa (Derrick & Mercer, 2004; Derrick *et al.*, 1998). Estudos mostraram, em uma análise da corrida no plano sagital, que a energia gerada no contato inicial é absorvida durante a fase de apoio através da modulação da rigidez da articulação do joelho (Edwards *et al.*, 2012) por meio da ação isométrica do sóleo combinada com a contração excêntrica de quadríceps e uma rigidez e força adequada dos músculos rotadores laterais de quadril (Nicola & Jewison, 2012; Novacheck, 1998; Winter, 1983). Silva e colaboradores (2020) investigaram a biomecânica de corredoras com e sem IUE para entender quais mecanismos poderiam sobrecarregar as estruturas da região pélvica durante a corrida. Eles não encontraram nenhuma diferença significativa entre os grupos nas variáveis biomecânicas investigadas (i.e., no deslocamento vertical do centro de massa, na flexão do joelho durante a fase de resposta à carga e no tipo de pisada) (Silva *et al.*, 2020). No entanto, não avaliaram a quantidade de energia que chegava à região pélvica, nem como essa energia estava sendo distribuída ao longo da cadeia cinética. Além disso, utilizaram uma avaliação bidimensional da corrida, a qual não é considerada o padrão ouro para avaliação do movimento humano. Portanto, é necessário investigar como as corredoras lidam com os estresses causados pelos impactos durante a corrida, dissipando esta energia na cadeia

cinética, e como suas capacidades musculoesqueléticas (e.g., funções musculares) se organizam para lidar com essas demandas da corrida.

2. OBJETIVOS E HIPÓTESES

2.1. Objetivo geral

Investigar se existem diferenças nas capacidades musculares locais responsáveis pela continência urinária e músculos acessórios a esse mecanismo, nas capacidades musculares não-locais importantes para realizar a tarefa da corrida e nas demandas impostas pela própria corrida em mulheres corredoras com e sem IUE.

2.2. Objetivos específicos

Investigar se existem diferenças entre mulheres corredoras com e sem IUE nos seguintes parâmetros:

2.2.1. Capacidade muscular local e musculatura acessória:

2.2.1.1. Pressão de contração e resistência dos músculos do assoalho pélvico;

2.2.1.2. Força isométrica máxima de rotadores laterais e mediais de quadril, e flexores de tronco;

2.2.2. Capacidade muscular não-local:

2.2.2.1. Força isométrica máxima de flexores plantares e quadríceps;

2.2.3. Demanda imposta pela corrida:

2.2.3.1. Magnitude da força de reação do solo;

2.2.3.2. Absorção de energia na fase de apoio da corrida no tornozelo, joelho e quadril no plano sagital;

2.2.3.3. Atenuação do choque entre a tíbia e o fêmur na fase de apoio da corrida;

2.3. Hipóteses

2.3.1. Capacidade muscular local e musculatura acessória:

2.3.1.1. Corredoras com IUE terão uma capacidade muscular local (músculos do assoalho pélvico) de pressão de contração e resistência maior que mulheres corredoras sem IUE;

2.3.1.2. Corredoras com IUE terão uma capacidade muscular de músculos acessórios ao assoalho pélvico (rotadores laterais e mediais de quadril e flexores do tronco) menor quando comparadas com mulheres corredoras sem IUE;

2.3.2. Capacidade muscular não-local:

2.3.2.1. Corredoras com IUE terão uma capacidade muscular não-local (flexores plantares e quadríceps) menor quando comparadas a mulheres corredoras sem IUE;

2.3.3. Demanda imposta pela corrida:

2.3.3.1. Corredoras com IUE terão maior magnitude da FRS quando comparadas a mulheres corredoras sem IUE;

2.3.3.2. Corredoras com IUE terão menor absorção de energia na fase de apoio da corrida no tornozelo, joelho e quadril no plano sagital quando comparadas a mulheres corredoras sem IUE;

2.3.3.3. Corredoras com IUE terão menor atenuação do choque na fase de apoio da corrida entre a tíbia e o fêmur quando comparadas a mulheres corredoras sem IUE.

1 3. ARTIGO

2 To be submitted to the British Journal of Sports Medicine

3 **Article type:** Original Article

4 Analysis of Muscle Function and Energy Dissipation in Runners with and without Stress
5 Urinary Incontinence: a cross-sectional study

6 ABSTRACT

7 **Background:** Increased impact transmission to the pelvis, coupled with the inability of
8 female runners to manage these demands, may compromise the urinary continence
9 mechanism, leading to stress urinary incontinence (SUI). This study investigated energy
10 dissipation in the kinetic chain of runners with and without SUI and if there are differences in
11 the musculoskeletal capacities to handle the demands of running. **Methods:** Thirty-two
12 female runners were included. The incontinent runners (GIR) (n=16) had SUI symptoms
13 during running and on the *International Consultation on Incontinence Questionnaire - Short*
14 *Form (ICIQ-SF)*. The continent runners (GCR) (n=16) had no SUI symptoms and scored zero
15 on the ICIQ-SF. Pelvic floor muscle function was assessed using the Peritron. A portable
16 handheld dynamometer evaluated the maximum isometric strength of the hip external and
17 internal rotators, trunk flexors, ankle plantar flexors, and quadriceps. Kinetic data, including
18 ground reaction force, power absorption at the ankle, knee, and hip in the sagittal plane, and
19 shock attenuation between the tibia and femur, were obtained with a 3-D motion analysis
20 system during treadmill running. Group comparisons were performed using Student t-test and
21 Mann-Whitney. **Results:** Groups were homogeneous in all sociodemographic variables.
22 Vaginal squeeze pressure and endurance of the pelvic floor muscles, as well as maximum
23 isometric strength tests of the hip external and internal rotators, trunk flexors, ankle plantar
24 flexors, and quadriceps, showed no statistical differences between groups. Even with no
25 differences in the vertical magnitude of the ground reaction force that reaches the kinetic
26 chain, the GIR exhibit lower energy absorption at the ankle, lower impact attenuation between
27 the tibia and femur, and higher energy absorption at the hip during the stance phase of running
28 compared to the GCR. **Discussion:** No differences were observed in vaginal squeeze pressure,
29 pelvic floor muscle endurance, or isometric maximal strength between runners with and
30 without SUI. Runners with SUI exhibited lower joint energy absorption at the ankle and
31 reduced shock attenuation between the tibia and femur, associated with higher energy

32 absorption at the hip during the stance phase of running compared to the group without SUI.
33 These findings suggest that the incapacity of runners with SUI to absorbed impact in the
34 kinetic chain, leads to greater demands on the pelvic structures possibly resulting in tissue
35 overload and contributing to SUI symptoms.

36 **Keywords:** Running, Stress Urinary Incontinence, Pelvic Floor, Shock Attenuation,
37 Biomechanics.

38

39 INTRODUCTION

40 Stress urinary incontinence (SUI) is characterized by urine loss during physical
41 exertion, such as coughing, sneezing, physical exercise, and sports activities [1]. Among the
42 symptoms of pelvic floor dysfunctions in women, SUI is the most reported symptom during
43 high-impact exercises [2]. Running, characterized by its high impact, causes sudden increases
44 in intra-abdominal pressure and high ground reaction force (GRF) levels [3]. The repetitive
45 impact during running may be related to SUI in female runners, with a prevalence varying of
46 47% [4] to 62% [5] in this group. During the running stance phase, GRF reaches magnitudes
47 of 3 to 4 times the body weight [6]. This high loading must be absorbed and dissipated by the
48 lower limb joints [7] to reduce the impact transmitted to the pelvis and spine. Therefore, the
49 transmission of repetitive impact to the pelvic region and the woman's inability to cope with
50 these demands can compromise the urinary continence mechanism, resulting in SUI
51 symptoms.

52 Pelvic floor structures, such as muscles, fascia, and ligaments, neutralize intra-
53 abdominal pressure changes by increasing urethral closure pressure, which overcomes bladder
54 pressure and guarantees urinary continence [8]. However, during vigorous activities such as
55 running, intra-abdominal pressure can exceed the maximum tension generated by pelvic floor
56 muscles [2,9,10], leading to SUI symptoms. To counter the insufficiency of pelvic floor
57 structures during vigorous activities, the synergistic action of accessory muscles including
58 abdominal and hip muscles, may assist the pelvic floor muscles in managing the increased
59 demand. This muscle action synergy may create better tension distribution [11], reducing
60 pelvic region overload. However, the role of abdominal and hip muscles in mitigating stress
61 during running and their contribution to urinary continence is not well understood.

62 Studies indicate that incontinent runners have similar or greater strength and
63 endurance of the pelvic floor muscles [12,13] but have lower passive tissue support (e.g.,
64 lower passive stiffness of pelvic floor muscles and a lower bladder neck height in orthostatic
65 position) when compared to continent runners [14]. Therefore, although pelvic floor muscle
66 function of strength and endurance appears to be greater among runners with urinary
67 incontinence, the demands imposed by running seem to cause changes in the passive support
68 of the pelvic floor that could lead to urine loss [12,14].

69 The energy applied at the initial contact during running causes an increase in body
70 segment acceleration, which must be gradually dissipated along the kinetic chain [15].
71 Imbalances between individual capacities (e.g., muscle capacity to attenuate the impact and
72 the continent mechanism) and task demands (e.g., impact stresses during running) can lead to
73 increased functional overload [16-18]. The ability of the system to handle the demands of a
74 task can be managed by local muscles (e.g., muscles responsible for the urinary continence
75 mechanism), accessory muscles (e.g., muscles that assist the muscles responsible for the
76 urinary continence mechanism), and non-local muscles (e.g., muscles that do not have a direct
77 connection to the urinary continence mechanism but participate in energy absorption and
78 attenuation in the lower limbs during running).

79 Shock attenuation is related to changes in high-frequency accelerations between distal
80 and proximal segments [19], and these analyses inform about the contribution of active and
81 passive attenuation mechanisms [15,20]. Although impacts are often associated with the risk
82 of SUI in female runners, some investigators suggest that the individual's adaptive capacity to
83 the demands of the task (e.g., running) is more significant than the impact itself [20,21]. The
84 runner's failure to adapt to the environment and the demands of running may lead to reduced
85 performance [20,21] and an increased risk of SUI symptoms. Silva et al. 2020 investigated the
86 biomechanics of runners with and without SUI to understand which mechanisms could
87 overload the pelvic region structures during running and found no differences in vertical
88 displacement, knee flexion during the loading response phase, and foot strike type [13].
89 However, they did not analyze the energy reaching the pelvic region and how it was
90 distributed along the kinetic chain. This information may be crucial to understanding the
91 nature of urinary loss in female runners. Methods that can identify imbalances between
92 capacity and demand may be essential for better understanding the occurrence of SUI in
93 female runners.

94 The objective of this study was to investigate the capacities of the local muscle
95 responsible for the continent mechanism, the accessory muscle of this mechanism and non-
96 local muscles that participate in impact attenuation during running, as well as to investigate
97 and quantify the absorption and attenuation of impact along the kinetic chain during running.
98 Our hypothesis was that runners with SUI will have: (1) better vaginal squeeze pressure and
99 endurance; (2) lower isometric maximal strength of the accessory muscles to the continence
100 mechanism and of the non-local muscles; (3) higher GRF; (4) lower joint energy absorption at

101 the ankle, knee and hip during running; (5) and lower shock attenuation between tibia and
102 femur when compared with runners without SUI.

103 **METHODS**

104 ***Participants***

105 Female runners were recruited through social media and running associations for this
106 cross-sectional study. The general inclusion criteria were: (1) age between 18 and 45 years;
107 (2) at least six months of running experience with an average running training of at least 20
108 km per week; (3) no surgery in the lower limbs or pelvis within the last six months; (4) no
109 injury, defined as any musculoskeletal pain or discomfort resulting in training volume
110 reduction or restriction for seven consecutive days or three consecutive training sessions, or
111 the need for healthcare professional assistance [22]; (5) not being pregnant and not have given
112 birth in the last year (regardless of the method of delivery); (6) not being treated or having
113 undergone physiotherapeutic treatment for urinary incontinence; and (7) participants who
114 agreed to undergo the vaginal examination. The specific inclusion criterion for the group of
115 incontinent runners (GIR) group was (1) complaint of SUI assessed by direct question
116 (Yes/No) during running. Additionally, we complemented the self-reported loss with
117 responses on the *International Consultation on Incontinence Questionnaire - Short Form*
118 (*ICIQ-SF*) [23]; (2) not having symptoms of urgency urinary incontinence on the *ICIQ-SF*.
119 The GIR had to report symptoms of SUI, with mandatory reporting of urinary loss during
120 physical exercise. The specific inclusion criterion for the group of continent runners (GCR)
121 was (1) responding “No” to the question: “Do you have urine loss during running?” and
122 scoring zero on the *ICIQ-SF*. The general exclusion criteria were: (1) inability to run on a
123 treadmill and (2) experiencing pain or discomfort during running that prevented the
124 completion of data collection. All participants signed a consent form (Appendix 1) approved
125 by the University’s Ethical Research Committee (CAAE: 70329523.9.0000.5149). This study
126 followed the recommendations of the STROBE checklist [24].

127 ***Procedures***

128 Initially, participants completed an online form with sociodemographic and clinical
129 information, including (1) age and body mass index, (2) obstetric history, (3) sports history,
130 and (4) characteristics of urinary incontinence related to running in the GIR. The *ICIQ-SF*
131 questionnaire [23] was used to group characterization and to complement the self-reported
132 urinary loss during running. Two researchers performed the inclusion and characterization of
133 participants, while the data collection (vaginal squeeze pressure and endurance, maximal

134 isometric strength tests, and running kinetic) was conducted by the principal researcher to
135 ensure blinding during sample characterization, physical assessment, and statistical analyses.

136 The intra-rater reliability for vaginal squeeze pressure and endurance and maximal
137 isometric strength tests was assessed in 12 women on two different occasions, with a 7-day
138 interval. The intraclass correlation coefficient (ICC) was excellent for local muscular capacity
139 and accessory muscles: vaginal squeeze pressure (ICC = 0.96; 95% Confidence Interval
140 (CI):0.84 – 0.99) and endurance (ICC = 0.99; 95%CI: 0.96 – 0.99), for hip external rotator
141 (ICC = 0.96; 95%CI: 0.85 – 0.99), hip internal rotator (ICC = 0.93; 95%CI: 0.70 – 0.98) and
142 trunk flexors (ICC = 0.88; 95%CI: 0.54 – 0.96) strength. And for non-local muscular
143 capacity: ankle plantar flexors (ICC = 0.96; 95%CI: 0.81 – 0.99) and quadriceps (ICC = 0.95;
144 95%CI: 0.78 – 0.98) strength. The necessary sample size of 16 participants in each group was
145 estimated using a priori two-tailed power student's t-test in the G*Power program (power =
146 0.80; effect size = 0.80; α error = 0.05) with ten initial data collection of the research.

147 The pelvic floor muscle function was evaluated by a physical therapist with three
148 years of experience in this evaluation. The details of the data collection are described in
149 “Supplementary Material 1”. Vaginal squeeze pressure and endurance were obtained using
150 the Peritron (*CardioDesign*, Austrália), which is a reliable method of measuring pelvic floor
151 muscle strength [25] and endurance [26]. Vaginal squeeze pressure was measured as the peak
152 of pressure during a maximal voluntary contraction (MVC). Three MVC values were
153 recorded, with 30 seconds of rest between each measurement, and the mean value was used in
154 the statistical analysis [27]. The submaximal contraction for each participant was determined
155 by the value corresponding to 60% of the MVC and used as the cutoff point to be maintained
156 during the endurance test [27]. Endurance was measured as the period in which the
157 contraction could be kept above 60% of their MVC mean [27]. Three endurance contractions
158 were recorded with 30 seconds of rest between them, and the mean value was used in the
159 statistical analysis [27]. Contractions that showed increased intra-abdominal pressure due to
160 the Valsalva maneuver or synergistic muscle contraction were discarded and repeated. All
161 participants received the same verbal instructions for the pelvic floor muscle assessments
162 [27,28].

163 A handheld dynamometer (E-lastic, Brazil) was used to measure the isometric
164 maximal strength of the hip external and internal rotators, trunk flexors, ankle plantar flexors,
165 and quadriceps. The isometric maximal strength tests are detailed in “Supplementary Material
166 2”. For all maximal isometric strength tests, the participant initially performed a

167 familiarization repetition and then was instructed to perform MVC for five seconds. This
168 process was repeated three times with a 30-second interval between each trial. The examiner
169 offered standardized verbal encouragement to promote maximal effort. Strength
170 measurements were expressed as peak force normalized by the subject's body mass (Nm/Kg).
171 Running kinetic data were collected using a three-dimensional motion analysis system with
172 eight cameras (Oqus 7, Qualysis Motion System, Gotthenburg, Sweden) at a frequency of
173 300Hz, and a Bertec instrumented treadmill without inclination (Bertec, Columbus, OH,
174 USA) at a frequency of 1200Hz. A rigid body model created from a five-second static
175 orthostatic trial was used to determine the position and orientation of each segment relative to
176 the laboratory, considering six degrees of freedom [29,30]. The movements of the foot, shank,
177 thigh, pelvis, trunk, arms, and head were tracked using 35 reflective markers (Fig. 1). The
178 participants were instructed to run for 30 minutes, with data being collected for 1 minute in
179 the 30th minute at a standardized speed of 3.3m/s [31]. This fixed speed was set based on
180 previous studies [31,32]. All participants wore their own shorts, tops, and non-minimalist
181 running shoes.

182 Insert_Figure_1_near_here

183 ***Data reduction***

184 The kinetic data of the dominant lower limb were analyzed during the running stance
185 phase. Limb dominance was determined by the foot used to kick a ball. Kinetic data were
186 analyzed using the inverse dynamics method based on the force platform data. The inertial
187 properties of the segments were estimated based on their mass, radius, center of mass
188 location, and three-dimensional shape [33].

189 Kinetic data were processed using Visual 3D software (C-Motion, Inc., Rockville,
190 MD, USA). The force data provided by the force platform and the linear displacement of the
191 tracking markers were filtered using Butterworth fourth-order low-pass filters with a cutoff
192 frequency of 20 Hz [34]. The heel-strike and toe-off events were detected in Visual 3D
193 software, based on the vertical ground reaction force of the force platform, with a threshold of
194 10 N. Joint power in the sagittal plane were computed for the ankle, knee and hip [35]. We
195 used the following Cardan sequence: mediolateral, anteroposterior, and longitudinal axes.
196 Data were normalized to 101 points, one for each percentage of the stance phase of running.

197 Lower limbs' joint power was calculated by multiplying the net joint moment
198 (adjusted for participant mass) by the angular velocity for the hip, knee, and ankle in the

199 sagittal plane [36]. Joint energy absorption was calculated from each ankle, knee, and hip
 200 joint power curve as the time integral of all negative data points during the stance phase [36].
 201 The peak of GRF was calculated as the vertical force vector's highest value during the
 202 dominant limb's running stance phase.

203 To compute shock attenuation, the power spectral density was calculated from the
 204 resultant acceleration of the tibia and femur during the running stance phase and analyzed by
 205 integrating the power values within the high (9-20Hz) and low (1-8Hz) frequency spectrum
 206 [37]. High-frequency ranges are commonly associated with impact, and low-frequency ranges
 207 are related to active propulsion [38]. In our analyses we used just the high-frequency ranges.
 208 The increase or attenuation of the power amplitude between the tibia and the femur
 209 accelerations was computed using the following transfer function:

$$210 \quad \text{Amplitude} = 10 \times \log_{10} (PSD_{femur} / PSD_{tibia}),$$

211 where PSD_{femur} is the femur's power spectral density, and PSD_{tibia} is the tibia's power spectral
 212 density during running stance [21]. Shock attenuation was defined as the sum of all negative
 213 amplitudes within the high-frequency range associated with ground contact (9–20 Hz) [37].
 214 The values of shock attenuation between the tibia and the femur indicate the amount of energy
 215 that reaches the pelvic region, that is, the amount of demand that these pelvic structures must
 216 dissipate and attenuate.

217 ***Data analysis***

218 Descriptive statistics were conducted to describe the study's sociodemographic
 219 variables, and they were reported as means and standard deviations for both groups. The local
 220 and accessory muscle capacity, non-local muscular capacity, joint energy absorption, GRF
 221 peak, and Shock Attenuation data were tested for normal distribution using the Shapiro-Wilk
 222 and compared using the independent Student's t-test for variables with normal distribution or
 223 the Mann-Whitney test for variables with non-normal distribution. The effect size (d) was
 224 interpreted as follows: small (0.2–0.49), medium (0.5–0.79), and large (≥ 0.8) [39]. The mean
 225 differences between groups with 95% confidence intervals (CI) were reported. All analyses
 226 were performed using MatLab R2022a (The MathWorks Inc, Natick, MA) and JASP (Version
 227 0.18.3, JASP Team, 2024) with a significance level of 0.05.

228 **RESULTS**

229 An initial sample of eighty female runners was included in this study, forty-six did not
230 respond to the contact to participate in the data collection after being included in the research,
231 one was unable to perform pelvic floor muscles assessment, and one did not have running
232 experience on a treadmill. Therefore, thirty-two running women (GIR=16; GCR=16)
233 participated in this study. A flow diagram of participants is shown in Fig.2. Table 1 shows the
234 characteristics of the participants in each group. No differences existed between groups in
235 age, body mass index, number of pregnancies, running experience, and training frequency and
236 distance.

237 *Insert_Table_1_and_Figure_2_near_here*

238 ***Local, accessory, and non-local muscle capacity:***

239 The results of the groups' comparisons regarding vaginal squeeze pressure and
240 endurance of pelvic floor muscle, as well as the isometric maximal strength of hip external
241 and internal rotators, trunk flexors, ankle plantar flexors, and quadriceps, are reported in Table
242 2. The results demonstrate no significant group differences in all variables.

243 *Insert_Table_2_near_here*

244 ***Running kinetics:***

245 The results of the between-group comparisons regarding the peak of GRF, joint energy
246 absorption, and shock attenuation are reported in Table 3. No significant differences were
247 observed in the GRF peak (Fig.3). However, the GIR exhibited lower energy absorption in the
248 ankle and higher energy absorption in the hip during the stance phase of running compared to
249 the GCR (Fig.4). Additionally, shock attenuation between the tibia and femur was
250 significantly lower in the GIR (Fig.5).

251 *Insert_Table_3_and_Figure_3_and_Figure_4_and_Figure_5_near_here*

252 **DISCUSSION**

253 We investigated the muscular mechanisms associated with urinary incontinence and
254 energy absorption during running in female runners with and without SUI. Our findings
255 revealed no significant differences between the groups in pelvic floor muscle strength,
256 endurance, and isometric maximal strength tests, nor in the magnitude of GRF. However,
257 runners with SUI exhibited lower joint energy absorption at the ankle and reduced shock
258 attenuation between the tibia and femur, which was compensated by higher energy absorption
259 at the hip during the stance phase of running compared to those without SUI. Despite the
260 proper functioning of local, non-local, and accessory muscles, the demands of running that
261 reaches the pelvic region appear to exceed the capacity of women with SUI to maintain
262 urinary continence, suggesting that SUI may be due to the reduced ability to handle the forces
263 imposed by running on the kinetic chain.

264 While weaker pelvic floor muscle function generally contributes to urinary
265 incontinence [40], this does not appear to be the case for runners. Our study found no
266 significant differences in vaginal squeeze pressure and pelvic floor muscle endurance between
267 runners with and without SUI. These findings align with previous research, such as de Melo
268 Silva *et al.* (2020), which also reported no differences in pelvic floor muscle between these
269 groups [13]. Additionally, Berube *et al.*, 2023; Berube *et al.*, 2024 found that incontinent
270 runners exhibited similar or even superior relative peak force during MVC and better
271 endurance compared to their continent counterparts [12,14]. The stronger pelvic floor muscles
272 in incontinent female runners may compensate for lower stiffness and reduced urethral
273 support [14]. Collectively, these studies, along with our results, suggest that pelvic floor
274 motor function alone may not be a decisive factor in the continence mechanism for female
275 runners. This reinforces the notion that urinary incontinence is a multifactorial condition and
276 cannot be attributed solely to the strength and endurance of the pelvic floor muscles. Given
277 the complexity of human movement [19, 41], it is crucial to consider additional factors to
278 fully understand the etiology of urinary incontinence in female runners.

279 During running, muscles play a crucial role in actively attenuating forces [15,21]. Our
280 study found that runners with SUI have less energy absorption in the distal segments of the
281 kinetic chain. Interestingly, this reduction in energy absorption could not be attributed to
282 differences in muscle strength, as the isometric strength of the accessory muscles (hip external
283 and internal rotators and trunk flexors) and non-local muscles (ankle plantar flexors and

284 quadriceps) was similar between runners with and without SUI. It is important to recognize
285 that shock attenuation capacity and the task demands, such as the impact stresses during
286 running, are determined by individual mechanisms [16,19]. Therefore, the strength of
287 accessory and non-local muscles may not be sufficient to compensate for the reduced
288 absorption observed in the distal segments of the kinetic chain in runners with SUI. This
289 reduced shock attenuation capacity in distal joints may lead to increase proximal demand for
290 adjacent joints, such as the hip/pelvis, potentially resulting in tissue overload [16,18], and SUI
291 symptoms.

292 Running involves continuous absorption of repetitive impacts that begin at the foot
293 and ankle and are subsequently transferred to the proximal segments of the kinetic chain,
294 including the knee, hip, and pelvis [7]. The shock attenuation analysis can help explain the
295 higher power absorption observed in the hip by the runners with SUI. In our study, the
296 runners with SUI had lower shock attenuation between the tibia and femur, meaning that the
297 amount of energy transferred to the hip and pelvic region was higher than that of the runners
298 without SUI. These results support the joint energy absorption findings, as the runners' failure
299 to absorb energy at the ankle increases shock in the tibia. This shock is not mitigated at the
300 knee, leading to higher transfer to the femur, as the reduced shock attenuation between the
301 tibia and femur observed in our study. This excess energy must then be compensated by
302 increased energy absorption at the hip. This mechanism indicates that female runners with
303 urinary incontinence failed to absorb the energy in the kinetic chain, resulting in greater
304 demand for the pelvic structures to dissipate and attenuate shock. Specifically, runners with
305 urinary incontinence exhibited poor energy absorption at the ankle, which was not adequately
306 compensated by increased energy absorption at the knee, leading to higher energy transfer to
307 the hip and pelvis. Although the magnitude of the GRF generated at initial contact during
308 running was similar between female runners with and without SUI, more energy reached the
309 hip and pelvic region in runners with SUI. Thus, the pelvic structures of runners with SUI had
310 to work harder to manage this increased demand during running.

311 Ideally, the foot and ankle should act as a shock absorber during the stance phase of
312 running by the actions of the subtalar joint [7], reducing the stress on other parts of the body.
313 Research supports the idea that reduced foot flexibility and lower shock attenuation at distal
314 joints, such as the ankle, play a role in the etiology of urinary incontinence [42,43]. The
315 runner's failure to adapt to the environment, which imposes higher demands on the pelvic

316 structures, may lead to muscle fatigue, increasing the risk of SUI during running [2]. Indeed,
317 some researchers have found that after a running session, even with adequate pelvic muscle
318 function, the demands of running seem to cause transient morphological changes in pelvic
319 structures such as bladder neck descent [14], reduced pelvic floor contractility in 17% [44]
320 and symptoms of urinary incontinence primarily occurring in the middle or toward the end of
321 a training session [45]. Thus, the demand reaching the pelvic region appears to be a
322 determinant factor in incontinence.

323 **STRENGTH AND LIMITATIONS**

324 This study highlights the importance of adopting a more comprehensive approach to
325 better understand the complex relationships between individual capacities, running demands,
326 and SUI. Although our study employed gold-standard instruments that are widely accepted
327 and validated, there were some limitations. Specifically, we assessed vaginal squeeze pressure
328 and pelvic floor muscles endurance with a perineometer in the supine position. Even though
329 the perineometer is considered a reliable method of measuring pelvic floor muscle strength
330 and endurance, evaluation with other devices such as ultrasound could provide us with
331 important information related to pelvic structures. Additionally, measuring pelvic floor
332 muscle forces with in a standing position might be more task-specific, as it allows for the
333 evaluation of pelvic floor muscles function in a gravity-dependent position, which more
334 accurately reflects the load on the pelvic floor during running [14]. However, even with the
335 perineometer in the supine position, our results are similar with the literature that evaluate
336 pelvic floor muscle function. Moreover, considering energy-absorbing factors related to the
337 lower limbs such as eccentric and concentric strength, joint range of motion, flexibility could
338 provide further insights into the adaptive biomechanical patterns adopted by runners with
339 SUI. Future studies are needed to elucidate the differences in the impact absorption capacity
340 and running adaptative patterns between female runners with and without urinary leakage.
341 Despite the small sample size, the large effect sizes support our findings.

342 **CONCLUSION**

343 No differences were observed in vaginal squeeze pressure and endurance of pelvic
344 floor muscle, and in isometric maximal strength tests between groups of runners with and
345 without SUI. The group of runners with SUI exhibited lower joint energy absorption at the
346 ankle and reduced shock attenuation between the tibia and femur, associated with higher

347 energy absorption at the hip during the stance phase of running compared to the group
348 without SUI. These findings suggest that the demands placed on the pelvic structures in
349 female runners with urinary incontinence are greater than in continent runners. This indicates
350 that SUI may result from a reduced capacity to manage and adequately absorb impact during
351 running, thereby increasing the demands on the pelvic structures. Therefore, it is crucial to
352 recognize that urinary incontinence is influenced by multiple factors, and a broader approach
353 that consider absorption mechanisms is necessary to fully understand the complex
354 relationships between individual capacities, running demands, and SUI in female runners.

355 **CONFLICT OF INTEREST**

356 The authors declare no conflict of interest and that the research was conducted in the absence
357 of any financial relationship that could be a potential conflict of interest.

358 **FUNDING**

359 The authors acknowledge the financial support offered by the Fundação de Amparo à Pesquisa
360 do Estado de Minas Gerais, Brazil (FAPEMIG), the Coordenação de Aperfeiçoamento de
361 Pessoal de Nível Superior, Brazil (CAPES, Finance Code 001) and the Conselho Nacional de
362 Desenvolvimento Científico e Tecnológico, Brazil (CNPq).

363 **REFERENCES**

- 364 1. Doumouchtsis SK, de Tayrac R, Lee J, Daly O, Melendez-Munoz J, Lindo FM, Cross A,
 365 White A, Cichowski S, Falconi G, Haylen B. An International Continence Society
 366 (ICS)/International Urogynecological Association (IUGA) joint report on the terminology
 367 for the assessment and management of obstetric pelvic floor disorders. *Int Urogynecol J.*
 368 2023 Jan;34(1):1-42. doi: 10.1007/s00192-022-05397-x. Epub 2022 Nov 28.
- 369 2. Gan ZS, Smith AL. Urinary incontinence in elite female athletes. *Curr Urol Rep.* 2023
 370 Feb;24(2):51-8. doi: 10.1007/s11934-022-01133-6. Epub 2022 Nov 24.
- 371 3. Bø K, Nygaard IE. Is physical activity good or bad for the female pelvic floor? A narrative
 372 review. *Sports Med.* 2020 Mar;50(3):471-84. doi: 10.1007/s40279-019-01243-1.
- 373 4. Forner LB, Beckman EM, Smith MD. Do women runners report more pelvic floor
 374 symptoms than women in CrossFit®? A cross-sectional survey. *Int Urogynecol J.*
 375 2021;32(2):295-302. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00192-020-04531-x>.
- 376 5. Oli MP, Azevedo M, Camargo R, Oliveira J, Costa P, Silva M, et al. Relação entre
 377 incontinência urinária em mulheres atletas corredoras de longa distância e distúrbio
 378 alimentar. *Rev Assoc Med Bras.* 2008;54(2):117-21.
- 379 6. Bennell K, Crossley K, Jayarajan J, Walton E, Warden S, Kiss ZS, et al. Ground reaction
 380 forces and bone parameters in females with tibial stress fracture. *Med Sci Sports Exerc.*
 381 2004;36(3):397-404. doi: 10.1249/01.mss.0000117116.90297.e1.
- 382 7. Nicola TL, Jewison DJ. The anatomy and biomechanics of running. *Clin Sports Med.*
 383 2012;31(2):187-201. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.csm.2011.10.001>.
- 384 8. Cardozo L, Haylen BT, Kelleher C, et al. INCONTINENCE 7th Edition 2023: 7th
 385 International Consultation on Incontinence ICUD Editors. Available from: www.icud.info.
- 386 9. Tuttle LJ, McPhee J, Agha A, et al. Hip exercises improve intravaginal squeeze pressure in
 387 older women. *Physiother Theory Pract.* 2019;35(5):425-431. doi:
 388 10.1080/09593985.2019.1571142.
- 389 10. Tuttle LJ, Reddy T, Fong A, et al. Architectural design of the pelvic floor is consistent with
 390 muscle functional subspecialization. *Int Urogynecol J.* 2014;25(2):205-212. doi:
 391 10.1007/s00192-013-2189-5.
- 392 11. Carvalhais VOC, Silva RA, Figueiroa C, et al. Myofascial force transmission between the
 393 latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: An in vivo experiment. *J Biomech.*
 394 2013;46(5):1003-1007. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.11.044.

- 395 12. Bérubé ME, McLean L. The acute effects of running on pelvic floor morphology and
396 function in runners with and without running-induced stress urinary incontinence. *Int*
397 *Urogynecol J.* 2024;35(1):127-138. doi: 10.1007/s00192-023-05674-3.
- 398 13. de Melo Silva R, Roca M, Cacilhas A, Ribeiro A, Pacheco M. The relationship between
399 running kinematics and the pelvic floor muscle function of female runners. *Int Urogynecol*
400 *J.* 2020;31(1):155-163. doi: 10.1007/s00192-019-03968-z.
- 401 14. Berube ME, McLean L. Differences in pelvic floor muscle morphology and function
402 between female runners with and without running-induced stress urinary incontinence.
403 *Neurourol Urodyn.* 2023;42(8):1733-1744. doi: 10.1002/nau.25274.
- 404 15. Derrick TR, Hamill J, Caldwell GE. Energy absorption of impacts during running at
405 various stride lengths. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30(1):128-135.
- 406 16. Gruber AH, Hreljac A, Anderson D, et al. Impact shock frequency components and
407 attenuation in rearfoot and forefoot running. *J Sport Health Sci.* 2014;3(2):113-121. doi:
408 10.1016/j.jshs.2014.03.004.
- 409 17. Ocarino JM, Silva PL, Ferreira de Aquino C. Integration of stresses and their relationship
410 to the kinetic chain. Available from: <https://www.researchgate.net/publication/285158719>.
411 Accessed August 13, 2024.
- 412 18. Voloshin AS. Shock absorption during running and walking. *J Am Podiatr Med Assoc.*
413 1988;78(6):295-299. doi: 10.7547/87507315-78-6-295.
- 414 19. Hamill J, Derrick TR, Holt KG. Shock attenuation and stride frequency during running.
415 *Hum Mov Sci.* 1995;14:45-60.
- 416 20. Derrick TR, Mercer JA. Ground/Foot Impacts: Measurement, Attenuation, and
417 Consequences. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(5):830-831. doi:
418 10.1249/01.MSS.0000125728.92536.54.
- 419 21. Fonseca ST, Pappas E, Figueiredo PR, et al. Sports injury forecasting and complexity: A
420 synergetic approach. *Sports Med.* 2020;50(10):1757-1770. doi: 10.1007/s40279-020-
421 01326-4.
- 422 22. Yamato TP, Saragiotto BT, Lopes AD. A consensus definition of running-related injury in
423 recreational runners: a modified Delphi approach. *J Orthop Sports Phys Ther.*
424 2015;45(5):375-380. doi: 10.2519/jospt.2015.5741.
- 425 23. Tamanini JTN, Costa-Pinto FA, Lima LG, et al. Validação para o português do
426 “International Consultation on Incontinence Questionnaire-Short Form” (ICIQ-SF). *Rev*
427 *Saude Publica.* [place unknown]: [publisher unknown]; [date unknown]. Available from:
428 www.fsp.usp.br/rsp.

- 429 24. Von Elm E, Altman DG, Egger M, et al. The Strengthening the Reporting of Observational
430 Studies in Epidemiology (STROBE) statement: guidelines for reporting observational
431 studies. *J Clin Epidemiol*. 2008;61(4):344-349. doi: 10.1016/j.jclinepi.2007.11.008.
- 432 25. Ferreira CHJ, Mota CB, Sannomiya P, et al. Inter-rater reliability study of the modified
433 Oxford Grading Scale and the Peritron manometer. *Physiotherapy*. 2011;97(2):132-138.
434 doi: 10.1016/j.physio.2010.06.007.
- 435 26. Rahmani N, Mohseni-Bandpei MA. Application of perineometer in the assessment of
436 pelvic floor muscle strength and endurance: a reliability study. *J Bodyw Mov Ther*.
437 2011;15(2):209-214. doi: 10.1016/j.jbmt.2009.07.007.
- 438 27. Frawley H, Brown J, O'Connell HE, et al. An International Continence Society (ICS)
439 report on the terminology for pelvic floor muscle assessment. *Neurourol Urodyn*.
440 2021;40(5):1217-1260. doi: 10.1002/nau.24658.
- 441 28. Carvalhais A, da Silva M, Lima G, et al. Association between physical activity level and
442 pelvic floor muscle variables in women. *Int J Sports Med*. 2018;39(13):995-1000. doi:
443 10.1055/a-0596-7531.
- 444 29. Leardini A, Odolczyk J, Stagni R, et al. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during
445 the stance phase of gait. *Gait Posture*. 2007;25(3):453-462. doi:
446 10.1016/j.gaitpost.2006.05.017.
- 447 30. Souza TR, McCarthy JJ, de Oliveira L, et al. Between-day reliability of a cluster-based
448 method for multisegment kinematic analysis of the foot-ankle complex. *J Am Podiatr Med*
449 *Assoc*. 2014;104(6):601-609. doi: 10.7547/8750-7315-104.6.601.
- 450 31. Santos TRT, de Sá JPR, Carvalho V, et al. Vertical stiffness and lower limb inter-joint
451 coordination in older versus younger runners. *J Biomech*. 2023;157:111705. doi:
452 10.1016/j.jbiomech.2023.111705.
- 453 32. Harrison K, van den Berg M, Hamill J. Inter-joint coordination patterns differ between
454 younger and older runners. *Hum Mov Sci*. 2019;64:164-170. doi:
455 10.1016/j.humov.2019.01.014.
- 456 33. Hanavan EP. A mathematical model of the human body. *Aerospace Medicine Research*
457 *Laboratory*; 1964. p. 1-149.
- 458 34. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. New York: John
459 Wiley & Sons; 2009.
- 460 35. Portinaro N, Pagani A, Cazzaniga A, et al. Modifying the Rizzoli foot model to improve
461 the diagnosis of pes-planus: Application to kinematics of feet in teenagers. *J Foot Ankle*
462 *Res*. 2014;7:1-7.

- 463 36. Baggaley M, White S, O'Neill E, et al. Step length and grade effects on energy absorption
464 and impact attenuation in running. *Eur J Sport Sci.* 2020;20(6):756-766. doi:
465 10.1080/17461391.2019.1664639.
- 466 37. Napoli CD, Sabatini AM, Lippiello P, et al. Dynamic visual acuity during asymmetric
467 walking. *Hum Mov Sci.* 2022;85:102998. doi: 10.1016/j.humov.2022.102998.
- 468 38. Lim J, Busa MA, Van Emmerik REA, Hamill J. Adaptive changes in running kinematics
469 as a function of head stability demands and their effect on shock transmission. *J Biomech.*
470 2017;52:122-129. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.12.020.
- 471 39. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences.* 2nd ed. Hillsdale, NJ:
472 Lawrence Erlbaum Associates; 1988.
- 473 40. Bø K, Sherburn M. Evaluation of female pelvic-floor muscle function and strength. *Phys*
474 *Ther.* 2005;85(3):269-282.
- 475 41. Bittencourt NFN, Carvalho AC, Bertolini GR, et al. Complex systems approach for sports
476 injuries: moving from risk factor identification to injury pattern recognition-narrative
477 review and new concept. *Br J Sports Med.* 2016;50(21):1309-1314. doi: 10.1136/bjsports-
478 2015-095850.
- 479 42. Sorriquet-Hernández A, Martínez-Moreno C, López-Miñarro PA, et al. Benefits of
480 Physiotherapy on Urinary Incontinence in High-Performance Female Athletes: Meta-
481 Analysis. *J Clin Med.* 2020;9(10):3240. doi: 10.3390/jcm9103240.
- 482 43. Nygaard IE, Glowacki C, Saltzman CL. Relationship between foot flexibility and urinary
483 incontinence in nulliparous varsity athletes. *Obstet Gynecol.* 1996;87(6):1049-1051. doi:
484 10.1016/0029-7844(96)00079-8.
- 485 44. Ree ML, Nygaard I, Bø K. Muscular fatigue in the pelvic floor muscles after strenuous
486 physical activity. *Acta Obstet Gynecol Scand.* 2007;86(7):870-876. doi:
487 10.1080/00016340701417281.
- 488 45. Carvalhais A, Jorge RN, Bø K. Performing high-level sport is strongly associated with
489 urinary incontinence in elite athletes: a comparative study of 372 elite female athletes and
490 372 controls. *Br J Sports Med.* 2018;52(24):1586-1590. doi: 10.1136/bjsports-2017-
491 097587.
- 492 46. Resende RA, Araújo N, Souza M, et al. Does trunk and hip muscles strength predict the
493 performance during a core stability test? *Braz J Phys Ther.* 2019. doi:
494 10.1016/j.bjpt.2019.03.001.
- 495 47. Verbrugghe J, Wuytack I, Coudane H, et al. Reliability and agreement of isometric
496 functional trunk and isolated lumbar strength assessment in healthy persons and persons

- 497 with chronic nonspecific low back pain. *Physiother Theory Pract.* 2019;38(7):1-7. doi:
498 10.1016/j.ptsp.2019.03.009.
- 499 48. Garcia D, Reis L, Morais M, et al. Reliability and validity of a portable traction
500 dynamometer in knee-strength extension tests: An isometric strength assessment in
501 recreationally active men. *Healthcare (Basel).* 2023;11(10):1466. doi:
502 10.3390/healthcare11101466.
- 503 49. Marmon AR, Bowers A, McCulloch K, et al. The validity of plantarflexor strength
504 measures obtained through hand-held dynamometry measurements of force. *Int J Sports*
505 *Phys Ther.* 2013;8(6):820-827.

Table 1: Characteristics of the participants.

	Group of continent runners, n = 16, mean (SD)	Group of incontinent runners, n = 16, mean (SD)	Group difference: <i>p-value</i>
Age (Years) ^a	30.38 (5.79)	33.63 (8.35)	0.211
Height (Centimeters) ^a	161.87 (6.56)	163.37 (5.51)	0.248
Mass (Kilograms) ^a	59.15 (5.63)	62.62 (9.19)	0.456
BMI (kg/m ²) ^a	22.59 (1.93)	23.36 (2.26)	0.307
Number of pregnancies ^b	0.38 (1.08)	0.69 (1.19)	0.262
Running experience (months) ^b	53.94 (44.65)	73.19 (73.36)	0.497
Weekly training frequency (days) ^b	3.38 (0.95)	3.75 (1.12)	0.293
Weekly distance (kilometers) ^b	26.44 (5.31)	28.75 (11.03)	0.831

^a student's t-test for variables with normal distribution; ^bMann-Whitney test for variables with non-normal distribution. SD = standard deviation; BMI = body mass index.

Table 2: Local, accessory and non-local muscular capacity and the results of the comparisons between groups.

	Group of continent runners, n = 16, mean (SD)	Group of incontinent runners, n = 16, mean (SD)	Group difference: <i>p-value</i>	Effect size Cohen's	Mean between groups difference (95% CI) Continent minus incontinent
Pelvic floor muscle function					
Vaginal squeeze pressure Peritron (cmH ₂ O)	32.37 (21.00)	42.75 (15.59)	0.123	0.562	10.38 (-23.73 to 2.97)
Endurance Peritron (seconds)	7.86 (10.08)	9.88 (4.72)	0.057	0.398	-2.02 (-7.70 to 3.66)
Isometric maximal strength (Nm/Kg)					
Hip external rotators	0.88 (0.34)	1.03 (0.31)	0.124	0.559	-0.15 (-0.38 to 0.08)
Hip internal rotators	0.76 (0.29)	0.80 (0.34)	0.718	0.129	-0.04 (-0.27 to 0.19)
Trunk flexors	1.42 (0.48)	1.55 (0.41)	0.442	0.276	-0.19 (-0.45 to 0.19)
Ankle plantar flexors	1.01 (0.28)	1.09 (0.26)	0.422	0.288	-0.08 (-0.28 to 0.12)
Quadriceps	2.03 (0.73)	2.37 (0.57)	0.162	0.506	-0.34 (-0.81 to 0.13)

^a student's t-test for variables with normal distribution; Nm/Kg = Peak of force in Newtons normalized by the subject's body mass in kilograms; SD = standard deviation; CI = Confidence Intervals.

Table 3: Vertical ground reaction force peak, joint energy absorption at the ankle, knee, and hip and shock attenuation.

	Group of continent runners, n = 16, mean (SD)	Group of incontinent runners, n = 16, mean (SD)	Group difference: <i>p-value</i>	Effect size Cohen's	Mean between groups difference (95% CI) Continent minus incontinent
Vertical ground reaction force peak (N)	2.21 (0.22)	2.16 (0.20)	0.463	0.263	0.05 (-0.10 to 0.20)
Ankle^a					
Absorption (-)	-3.46 (2.14)	-2.39 (1.84)	0.019	0.538	-1.07 (-2.51 to 0.37)
Knee^a					
Absorption (-)	-5.59 (4.56)	-6.22 (5.33)	0.571	0.127	0.63 (-2.95 to 4.51)
Hip^a					
Absorption (-)	-1.42 (0.66)	-1.93 (0.53)	<0.001	0.850	0.51 (0.08 to 0.94)
Shock attenuation tibia-femur^a	-29.42 (34.50)	-6.10 (25.73)	0.038	0.800	-23.32 (-45.29 to -1.35)

^a student's t-test for variables with normal distribution. Ground force reaction was represented in Newtons and was normalized with the person's mass. SD = standard deviation; N = Newtons; CI = Confidence Intervals.



Fig. 1. Marker model for running biomechanics data collection: 1 – Head of the second metatarsal; 2 – Head of the fifth metatarsal; 3 – Lateral malleolus; 4 – Calcaneus; 5 – Tibial tuberosity; 6 – Lateral epicondyle of the femur; 7 – Patella (1 cm above the superior border of the patella); 8 – Anterior superior iliac spine; 9 – Sacrum (midpoint between the left and right posterior superior iliac spines); 10 – Spinous process of the twelfth thoracic vertebra (T12); 11 – Spinous process of the second thoracic vertebra (T2); 12 – Jugular notch; 13 – Acromion; 14 – Lateral epicondyle; 15 – Medial epicondyle; 16 – Styloid process of the ulna; 17 – Styloid process of the radius; 18 – Base of the index finger; 19 – Glabella; 20 – Tragus of the ear. A-Anterior view; B-Posterior view.

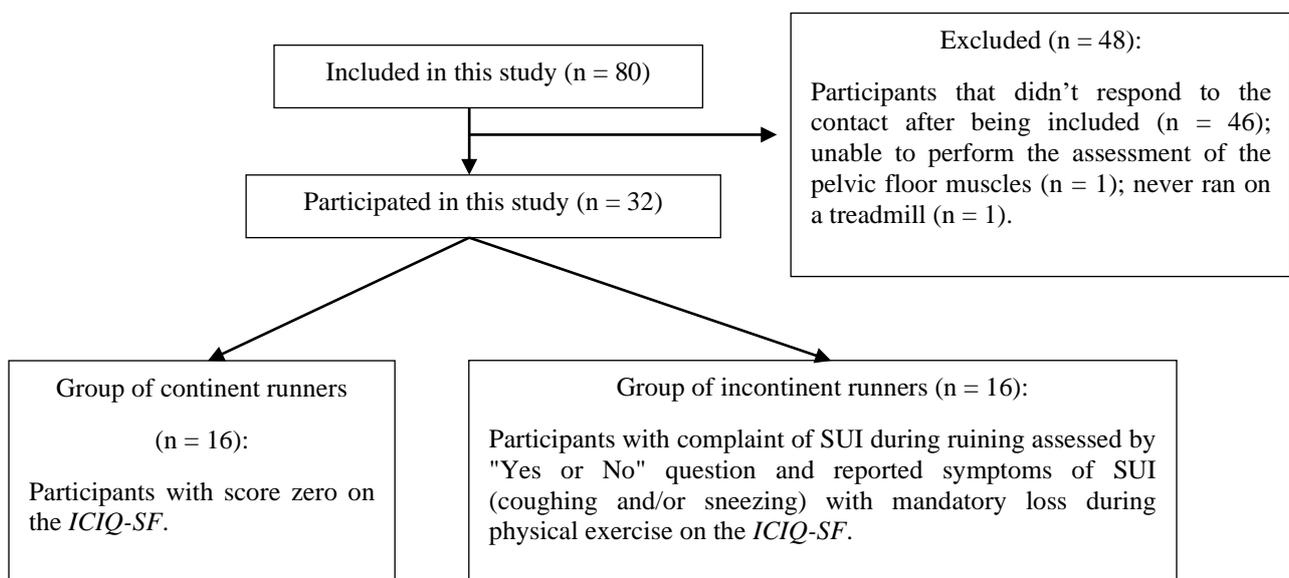


Fig.2. Flowchart illustrating the progression of all subjects throughout the research. SUI = stress urinary incontinence; ICIQ-SF = the *International Consultation on Incontinence Questionnaire - Short Form*.

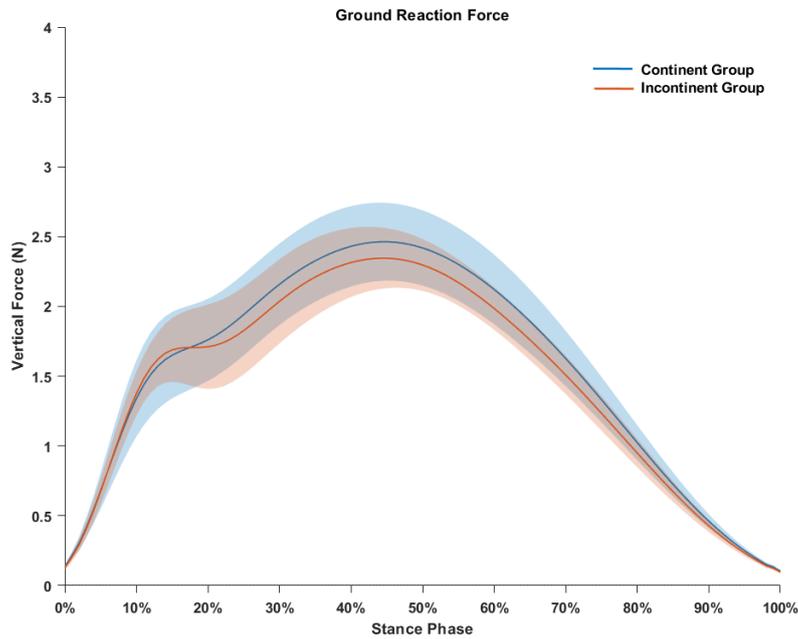


Fig. 3. Vertical ground reaction force during stance phase of running on the dominant limb report in Newtons. Red lines – Group of incontinent runners; Blue lines – group of continent runners. N=Newtons.

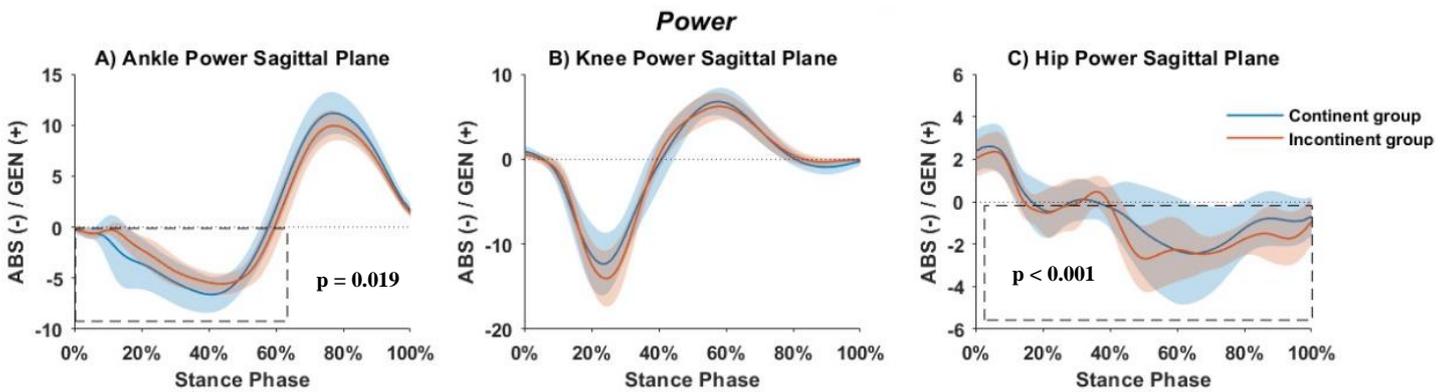
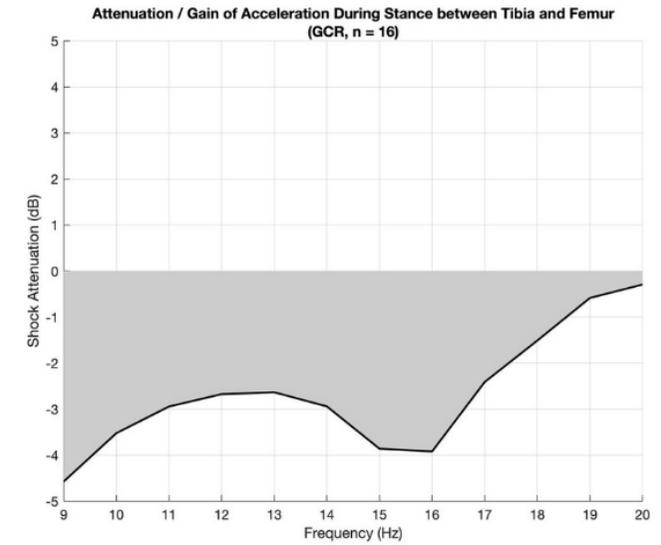
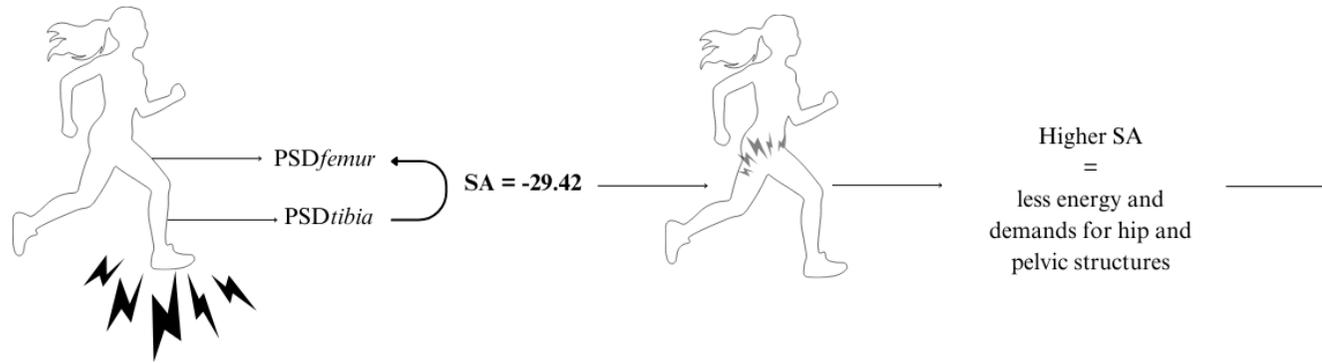


Fig. 4. Joint energy absorption differences between groups from each negative data points during stance phase joint power curve of the ankle, knee and hip. Red lines – Group of incontinent runners; Blue lines – group of continent runners. ABS – absorption; GEN - generation.

Group of continent runners (GCR)



Group of incontinent runners (GIR)

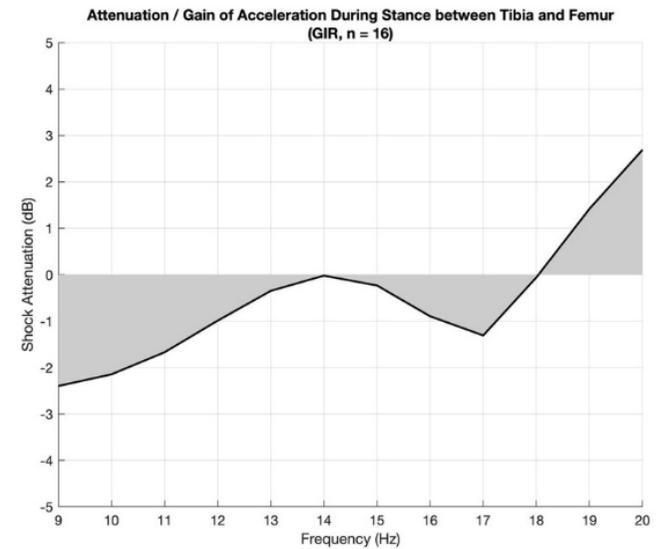
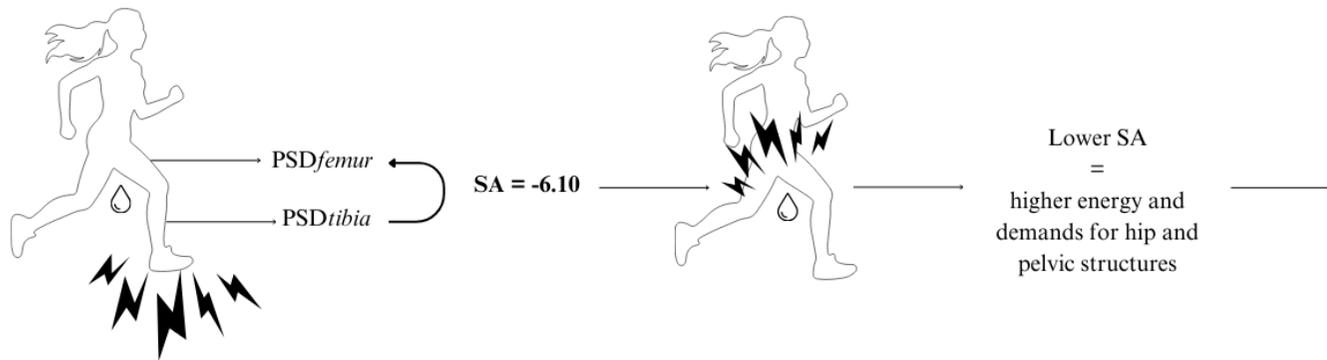


Fig. 5. Shock attenuation between the tibia and femur during the running stance phase in runners with and without urinary incontinence. Resultant accelerations at the tibia and femur were normalized to percent stance. The Welch's power spectral density estimate function in MatLab (pwelch) was used. The normalized acceleration profiles were converted into power spectral densities, from which high signal power values were computed. Finally, with the transfer function, these power spectral densities were used to derive the shock attenuation occurring between the tibia and femur. PSD = power spectral density; SA = shock attenuation; GIR = group of incontinent runners; GCR = group of continent runners.

SUPPLEMENTARY MATERIALS

Supplementary material 1:

Evaluation of the pelvic floor muscle functions:

This evaluation was done to ensure that the women were correctly contracting the pelvic floor muscle during the perineometer examination. During the pelvic floor muscle inspection, the following data were analyzed: (1) voluntary contraction of the pelvic floor muscles, where the participant was asked to perform a contraction of the pelvic floor muscles, and the researcher documented the contraction as: present/perineal elevation (documented when there is a cephalic displacement of the perineal body), absent (when there is no movement of the perineal body), perineal descent (when a caudal displacement of the perineal body can be observed) [27]; (2) relaxation of the pelvic floor muscles characterized as the return of the perineum to the resting position after a voluntary contraction, and the researcher documented the relaxation as: complete relaxation, partial relaxation, and no relaxation of the pelvic floor muscles [27]; (3) pelvic floor response to a sudden increase in intra-abdominal pressure during coughing, where the responsible researcher documented the relaxation as: perineal elevation, no change, or perineal descent [27]. After this, vaginal palpation was performed by inserting one finger (unidigital) up to the second phalanx into the participant's vaginal canal. The responsible researcher used disposable powder-free gloves and neutral water-based lubricant gel for the evaluation. The following data were assessed: (1) maximum voluntary contraction (MVC) or pelvic floor muscle strength through three maximum voluntary contractions, with a 30-second rest between them, and the highest score included in the statistical analysis. The maximum voluntary contractions were graded according to the Modified Oxford Scale (0 = no muscle function; 1 = flicker of contraction; 2 = weak contraction; 3 = moderate contraction, with cranial movement and finger compression by the researcher; 4 = movement towards the pubic symphysis and finger compression by the researcher; 5 = strong muscle contraction, with movement towards the pubic symphysis and cranial displacement, strong finger compression by the examiner) [27]; (2) pelvic floor muscle endurance, where the participant was asked to sustain the maximum voluntary contraction for as long as possible [27]. The test was interrupted in case of a marked decrease in contraction or the use of synergistic muscles (abdominal, gluteal, adductors, breathing) [27].

Supplementary material 2:

Evaluation of the isometric maximal strength tests:

To evaluate the isometric maximal strength of the hip external and internal rotators, the participant was positioned in prone with the knee of the side being evaluated flexed by 90° with a manual inclinometer and the contralateral knee extended [46]. A rigid strap was used to stabilize the participant's pelvis during the test. For assessing hip external rotator isometric strength, the dynamometer was placed five centimeters proximal to the medial malleolus (Fig. 1A.). For hip internal rotator isometric strength, the dynamometer was placed five centimeters proximal to the lateral malleolus (Fig. 1B.). The participant was instructed to execute maximal strength in the direction of hip external rotation.

To evaluate the isometric maximal strength of the trunk flexors, the participant wore a vest and sat on a standardized bench measuring 62 centimeters high. The participant maintained an erect torso, arms crossed over the chest, and knees flexed at 90° with the popliteal fossa resting on the edge of the bench [47]. A rigid strap was used to stabilize the thighs of the participant during the test (Fig.1C.). The participant was instructed to execute maximal strength in the direction of trunk flexion.

To evaluate the isometric maximal strength of the quadriceps, the participant was instructed to sit on a standardized bench of 62 centimeters with the trunk erect and supported by a standardized cushion on the backrest, arms at the sides holding the side of the bench, knees flexed at 90° with the popliteal fossa resting on the edge of the bench [48]. The participant was stabilized with a rigid strap on the abdominal region and thighs (Fig. 1D.). The load cell was attached to the backrest and positioned three centimeters above the lateral malleolus [48]. For each measurement, the limb to be tested was placed at 90° by an inclinometer. The participant was instructed to perform a maximal quadriceps force.

To evaluate the isometric maximal strength of the ankle plantar flexors, the participant was positioned supine with the lower limbs extended and supported on a rigid wedge, arms at the sides of the body, and ankle in a neutral position. The load cell was attached to a fixed hook on the wall at a standardized height for all participants. The load cell was pulled by a chain attached to an anklet positioned over the metatarsal heads on the foot's sole to be tested [49]. The participant was stabilized with a rigid strap at the anterior superior iliac spines and the medial third of the tibia. To prevent the participant from sliding during the test, the researcher

placed the hands above the participant's shoulder (Fig. 1E.) [49]. The participant was instructed to perform a maximal ankle plantar flexor force.

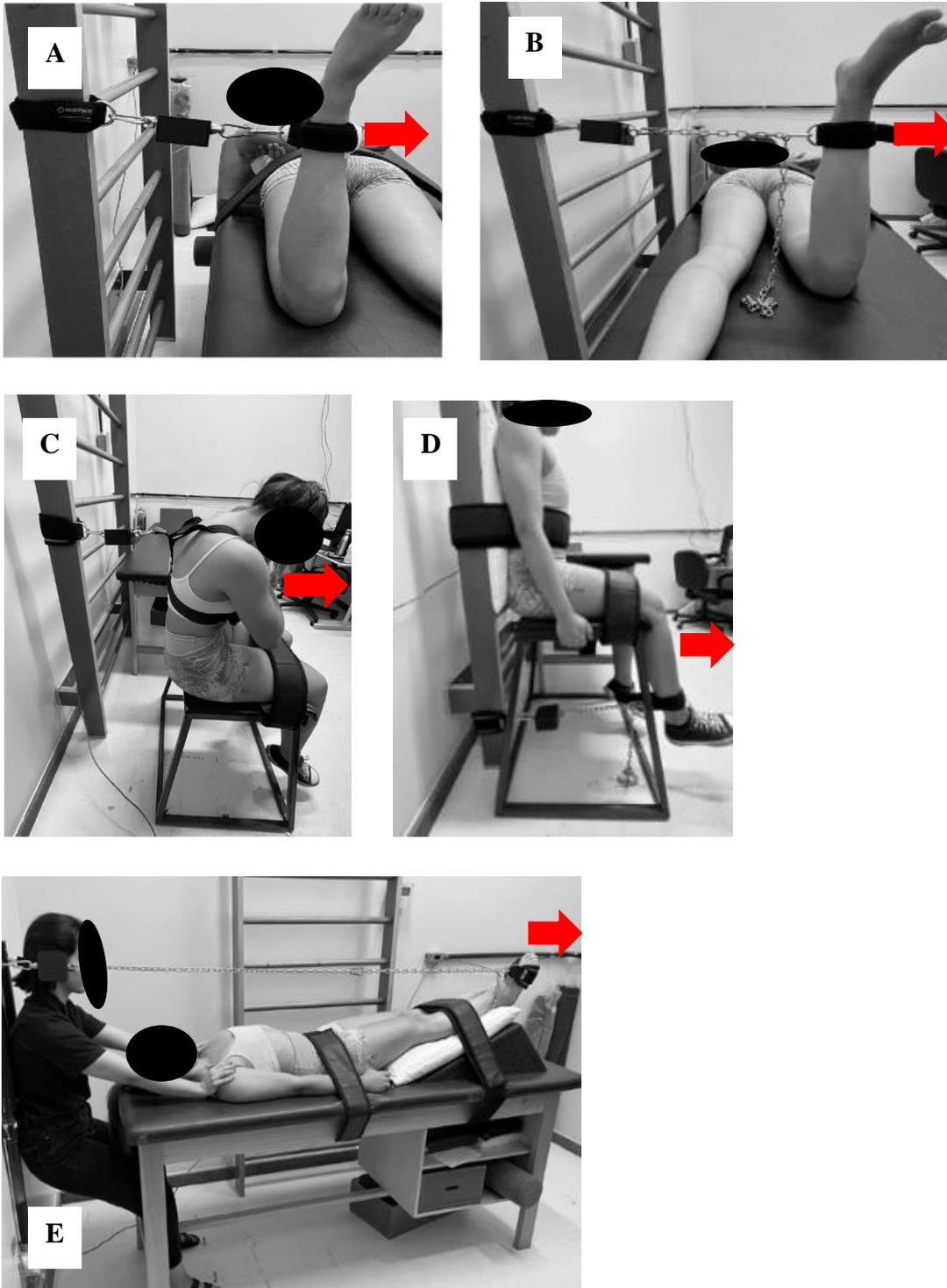


Fig. 1. Maximal strength muscle measures. (A) Hip external rotators; (B) Hip internal rotators; (C) Trunk flexors; (D) Quadriceps; (E) Plantar flexor.

4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A presente dissertação de mestrado investigou se há diferenças nas capacidades musculoesqueléticas (e.g., funções musculares) em lidar com as demandas da corrida (e.g., estresses gerados pelo impacto) entre mulheres corredoras com e sem IUE. Para isso, foi desenvolvido um artigo que avaliou as diferenças entre mulheres corredoras com e sem sintomas de IUE na: (1) capacidade muscular local responsáveis pelo mecanismo de continência: pressão de contração e resistência dos músculos do assoalho pélvico; (2) na capacidade muscular acessória ao mecanismo de continência: força isométrica máxima de rotadores laterais e mediais de quadril e flexores de tronco; (3) na capacidade muscular não-local: força isométrica máxima de flexores plantares e quadríceps; (4) e nas demandas impostas pela própria corrida: magnitude da força de reação do solo, absorção de energia na fase de apoio da corrida no tornozelo, joelho e quadril no plano sagital, e atenuação do choque entre a tíbia e o fêmur na fase de apoio da corrida.

Neste estudo, concluímos que não houve diferença entre os grupos de mulheres corredoras com e sem IUE nas capacidades musculares locais, acessórias e não-locais. Além disso, o GCI exibiu menor absorção de energia no tornozelo, menor atenuação do impacto entre a tíbia e o fêmur e maior absorção de energia no quadril na fase de apoio da corrida, quando comparadas com o GCC. Embora a força dos músculos locais, não locais e acessórios não seja diferente entre os grupos, a mesma não foi suficiente para compensar a absorção de energia reduzida observada nos segmentos distais de corredoras com IUE. Desta forma, a incapacidade das corredoras incontinentes de absorver adequadamente os impactos durante a corrida poderia levar a uma maior quantidade de energia transferida para o quadril e a pelve. Essa maior energia pode gerar uma sobrecarga adicional nas estruturas pélvicas, o que pode contribuir para o desenvolvimento dos sintomas de IUE neste grupo.

Novos estudos poderiam investigar outros fatores relacionados ao funcionamento das estruturas do assoalho pélvico como coordenação, espessura muscular, tônus, mobilidade e deslocamento dos órgãos pélvicos, e dos membros inferiores e tronco como força excêntrica e concêntrica, amplitude de movimento e flexibilidade. Essas investigações podem ajudar a identificar possíveis disfunções que afetam a capacidade de absorção/atenuação do impacto que podem acabar sobrecarregando a região pélvica em corredoras com IUE. Com isso, teremos mais respostas sobre o padrão adaptativo adotado por correras com IUE e quais possíveis relações com estes sintomas.

Logo, este estudo reforça a ideia de que a IUE é uma condição de saúde multifatorial, e que uma abordagem mais abrangente, que leve em conta o comportamento complexo do movimento humano, é essencial para o melhor entendimento e manejo desses sintomas. Espera-se que os achados desta dissertação contribuam para uma compreensão mais aprofundada de como fatores relacionados às demandas impostas pela corrida, como a diminuição de absorção do impacto na cadeia cinética e consequentemente o aumento de demanda para a região pélvica, associados às capacidades musculoesqueléticas individuais, podem estar interagindo e influenciando a ocorrência dos sintomas de IUE em mulheres corredoras.

REFERÊNCIAS

- ALMEIDA, M. B. A. et al. Urinary incontinence and other pelvic floor dysfunctions in female athletes in Brazil: A cross-sectional study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, v. 26, n. 9, p. 1109–1116, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/sms.12546>.
- ARBIETO, E. R. M. et al. Comparison of urinary incontinence, based on pelvic floor and abdominal muscle strength, between nulliparous female athletes and non-athletes: A secondary analysis. *Neurourology and Urodynamics*, v. 40, n. 5, p. 1140–1146, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/nau.24700>.
- ASHTON-MILLER, J. A.; DeLANCEY, J. O. L. Functional anatomy of the female pelvic floor. *Annals of the New York Academy of Sciences*, v. 1101, p. 266–296, 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.1196/annals.1389.034>.
- BENNEL, K. et al. Ground Reaction Forces and Bone Parameters in Females with Tibial Stress Fracture. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 36, n. 3, p. 397–404, 2004. Disponível em: <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000117116.90297.E1>.
- BERUBE, M. E.; McLEAN, L. Differences in pelvic floor muscle morphology and function between female runners with and without running-induced stress urinary incontinence. *Neurourology and Urodynamics*, v. 42, n. 8, p. 1733–1744, 2023. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/nau.25274>.
- BÉRUBÉ, M. È.; McLEAN, L. The acute effects of running on pelvic floor morphology and function in runners with and without running-induced stress urinary incontinence. *International Urogynecology Journal*, v. 35, n. 1, p. 127–138, 2024. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00192-023-05674-3>.
- BØ, K.; NYGAARD, I. E. Is Physical Activity Good or Bad for the Female Pelvic Floor? A Narrative Review. In: *Sports Medicine*, v. 50, n. 3, p. 471–484, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01243-1>.
- CARDOZO, L. et al. INCONTINENCE 7th Edition 2023: 7th International Consultation on Incontinence ICUD Editors. Disponível em: www.icud.info.
- CARVALHAIS, V. O. do C. et al. Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: An in vivo experiment. *Journal of Biomechanics*, v. 46, n. 5, p. 1003–1007, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.11.044>.
- DAKIC, J. G. et al. Effect of pelvic floor symptoms on women’s participation in exercise: A mixed-methods systematic review with meta-analysis. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 51, n. 7, p. 345–361, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.2519/jospt.2021.10200>.
- SILVA, R. de Melo et al. The relationship between running kinematics and the pelvic floor muscle function of female runners. *International Urogynecology Journal*, v. 31, n. 1, p. 155–163, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00192-019-03968-z>.

DERRICK, T. R.; HAMILL, J.; CALDWELL, G. E. Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 30, n. 1, p. 128-135, 1998.

DERRICK, T. R.; MERCER, J. A. Ground/Foot Impacts: Measurement, Attenuation, and Consequences. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 36, n. 5, p. 830–831, 2004. Disponível em: <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000125728.92536.54>.

DOUMOUCHTSIS, S. K. et al. An International Continence Society (ICS)/ International Urogynecological Association (IUGA) joint report on the terminology for the assessment and management of obstetric pelvic floor disorders. *International Urogynecology Journal*, v. 34, n. 1, p. 1–42, 2023. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00192-022-05397-x>.

EDWARDS, W. B.; DERRICK, T. R.; HAMILL, J. Musculoskeletal Attenuation of Impact Shock in Response to Knee Angle Manipulation. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 28, 2012. Disponível em: www.JAB-Journal.com.

FONSECA, S. T. et al. Sports Injury Forecasting and Complexity: A Synergetic Approach. *Sports Medicine*, v. 50, n. 10, p. 1757–1770, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01326-4>.

FORNER, L. B.; BECKMAN, E. M.; SMITH, M. D. Do women runners report more pelvic floor symptoms than women in CrossFit®? A cross-sectional survey. *International Urogynecology Journal*, v. 32, n. 2, p. 295–302, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00192-020-04531-x>.

FOSTER, S. N. et al. Hip and Pelvic Floor Muscle Strength in Women With and Without Urgency and Frequency-Predominant Lower Urinary Tract Symptoms. *Journal of Women's Health Physical Therapy*, v. 45, n. 3, p. 126–134, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1097/jwh.0000000000000209>.

GAN, Z. S.; SMITH, A. L. Urinary Incontinence in Elite Female Athletes. *Current Urology Reports*, v. 24, n. 2, p. 51–58, 2023. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s11934-022-01133-6>.

GRUBER, A. H. et al. Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *Journal of Sport and Health Science*, v. 3, n. 2, p. 113–121, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.004>.

HAMILL, J.; DERRICK, T. R.; HOLT, K. G. Shock attenuation and stride frequency during running. *Human Movement Science*, v. 14, 1995.

MACLENNAN, A. H. et al. The prevalence of pelvic floor disorders and their relationship to gender, age, parity and mode of delivery. *BJOG: An International Journal of Obstetrics & Gynaecology*, v. 107, n. 12, p. 1460-1470, 2000.

MARQUES, S. A. A. et al. Effect of Pelvic Floor and Hip Muscle Strengthening in the Treatment of Stress Urinary Incontinence: A Randomized Clinical Trial. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, v. 43, n. 3, p. 247–256, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2019.01.007>.

NEUMANN, P.; GILL, V. Pelvic Floor and Abdominal Muscle Interaction: EMG Activity and Intra-abdominal Pressure.

NICOLA, T. L.; JEWISON, D. J. The Anatomy and Biomechanics of Running. *Clinics in Sports Medicine*, v. 31, n. 2, p. 187–201, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.csm.2011.10.001>.

NOVACHECK, T. F. The biomechanics of running. *Gait and Posture*, v.

OCARINO, J. M.; SILVA, P. L.; FERREIRA DE AQUINO, C. Integration of stresses and their relationship to the kinetic chain. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/285158719>. Acesso em: 13 ago. 2024.

OCCELLI, B. et al. Anatomic study of arcus tendineus fasciae pelvis. [S.l.: s.n.], [s.d.].

OLI, M. P. et al. Relação entre incontinência urinária em mulheres atletas corredoras de longa distância e distúrbio alimentar. *Revista da Associação Médica Brasileira*, v. 54, n. 2, 2008.

PIT, M. J. et al. Anatomy of the arcus tendineus fasciae pelvis in females. *Clinical Anatomy*, v. 16, n. 2, p. 131–137, 2003. DOI: <https://doi.org/10.1002/ca.10102>.

SUNG, V. W.; HAMPTON, B. S. Epidemiology of Pelvic Floor Dysfunction. *Obstetrics and Gynecology Clinics of North America*, v. 36, n. 3, p. 421–443, 2009. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ogc.2009.08.002>.

TIM, S.; MAZUR-BIALY, A. I. The Most Common Functional Disorders and Factors Affecting Female Pelvic Floor. *Life*, v. 11, n. 12, 2021. DOI: <https://doi.org/10.3390/life11121397>.

TUTTLE, L. J. et al. Hip exercises improve intravaginal squeeze pressure in older women. *Physiotherapy Theory and Practice*, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1080/09593985.2019.1571142>.

TUTTLE, L. J. et al. Architectural design of the pelvic floor is consistent with muscle functional subspecialization. *International Urogynecology Journal and Pelvic Floor Dysfunction*, v. 25, n. 2, p. 205–212, 2014. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00192-013-2189-5>.

VESENTINI, G. et al. Pelvic floor and abdominal muscle cocontraction in women with and without pelvic floor dysfunction: A systematic review and meta-analysis. *Clinics*, v. 74, 2019. DOI: <https://doi.org/10.6061/clinics/2019/e1319>.

VOLOSHIN, A. S. Shock absorption during running and walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, v. 78, n. 6, p. 295–299, 1988. DOI: <https://doi.org/10.7547/87507315-78-6-295>.

WINTER, D. A. Moments of force and mechanical power in jogging., v. 16, 1983.

APÊNDICES

APÊNDICE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

DE ACORDO COM A RESOLUÇÃO CNS 466/2012

Título do Projeto: **BIOMECÂNICA DA CORRIDA E FUNÇÃO MUSCULAR DE ASSOALHO PÉLVICO, TRONCO E MEMBROS INFERIORES DE CORREDORAS COM E SEM INCONTINÊNCIA URINÁRIA**

Você está sendo convidada a participar como voluntária do projeto de pesquisa de mestrado do Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO-UFMG) denominado **BIOMECÂNICA DA CORRIDA E FUNÇÃO MUSCULAR DO ASSOALHO PÉLVICO, TRONCO E MEMBROS INFERIORES DE CORREDORAS COM E SEM INCONTINÊNCIA URINÁRIA**

OBJETIVO: Nosso objetivo é investigar se existem diferenças na função muscular do tronco, quadril e assoalho pélvico, bem como na biomecânica da corrida entre corredoras com e sem incontinência urinária.

PROCEDIMENTOS: Para a coleta de dados, será solicitado a você que preencha questionários online nos quais serão coletados as seguintes informações: I) dados sociodemográficos (idade, massa, altura, índice de massa corporal, uso de medicamentos, raça ou cor, nível socioeconômico, outras doenças ou condições de saúde); II) histórico uroginecológico (há quanto tempo você tem a queixa de incontinência urinária; ciclicidade menstrual, uso de contraceptivo oral (anos de uso); III) história obstétrica (número de gestações, data do último parto, número de partos por via vaginal, número de partos cesárea, peso do maior recém-nascido); IV) histórico esportivo (tempo de experiência com corrida, participações em competições de corrida no último ano, características atuais de treino (frequência semanal, duração de cada sessão de treinamento, pace e distância semanal percorrida), histórico de lesão, prática de outras modalidades esportivas incluindo frequência semanal). V) rastreamento da incontinência urinária por meio de pergunta direta de perda urinária na corrida (SIM/NÃO) complementada com as questões do questionário *International Consultation on Incontinence Questionnaire - Short Form (ICIQ-SF)*.

O tempo estimado para preenchimento do questionário é de aproximadamente 10 minutos.

Em seguida, você será convidado a comparecer ao Laboratório de Análise do Movimento (LAM) na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO-UFMG) para realização das coletas das I) funções musculares do seu assoalho pélvico; testes físicos como II) força de rotadores laterais e mediais de quadril, força de flexores do tronco, flexores

plantares e quadríceps; III) análise do seu movimento de corrida em um sistema de análise tridimensional. Esses testes serão avaliados da seguinte maneira:

I) Avaliação das funções musculares do assoalho pélvico: inicialmente você será orientada quanto à realização da avaliação das funções musculares do assoalho pélvico e será certificado que você está de acordo com a realização do exame. Em seguida, a avaliação será realizada em uma sala privada e você será posicionada na posição deitada de barriga para cima, com os quadris flexionados, abduzidos e rodados externamente e joelhos dobrados, apoiados em um rolo com 30cm de diâmetro e 70cm de comprimento. Inicialmente, será realizada a inspeção da contração dos músculos do assoalho pélvico, a resposta dessa musculatura a um aumento brusco da pressão intra abdominal quando você tossir e o uso de outros grupos musculares como glúteos, abdômen, músculos internos da coxa e músculos respiratórios no momento em que você contrai os músculos do assoalho pélvico. Em seguida, será realizada a palpação vaginal por meio da introdução de um dedo dentro do seu canal vaginal. A pesquisadora utilizará luvas descartáveis sem pó e gel lubrificante neutro à base de água para realizar a avaliação. Serão solicitadas três contrações voluntárias máximas, com trinta segundos de descanso entre elas e três contrações máximas sustentadas com trinta segundos de descanso entre elas. Por fim, após cinco minutos de descanso será avaliada a força e a resistência dos seus músculos do assoalho pélvico por meio de um manômetro Peritron (*CardioDesign, Austrália*). O Peritron é composto por uma sonda vaginal acoplada a um manômetro responsável por registrar a pressão de fechamento do canal vaginal em centímetros de água. A sonda do Peritron será revestida com um preservativo não lubrificado e será colocado gel lubrificante neutro à base de água para inserção do dispositivo no seu canal vaginal. Após a inserção, você será solicitada a realizar três contrações voluntárias máximas com trinta segundos de descanso entre elas e, em seguida, será solicitado que você realize três contrações máxima sustentadas com trinta segundos de descanso entre elas.

A força isométrica dos músculos do tronco e membros inferiores será medida por meio de um dinamômetro isocinético manual portátil (E-lastick, Brasil). Você será instruída a realizar uma contração voluntária máxima por cinco segundos. Esse processo será repetido três vezes com intervalo de trinta segundos entre cada teste e o pesquisador fornecerá incentivo verbal durante as coletas.

II) Força isométrica máxima de rotadores mediais e laterais de quadril: você será posicionada na posição deitada de barriga para baixo com o joelho do lado a ser avaliado flexionado a 90°, o joelho contralateral estendido e a pelve estabilizada na maca por meio de fita com velcro. O dinamômetro será posicionado na face medial da tíbia e fixado por velcro, cinco centímetros proximal ao maléolo medial para a avaliação dos rotadores externos e na face lateral da tíbia cinco centímetros proximal ao maléolo lateral para a avaliação dos rotadores internos. Após o posicionamento do dinamômetro você será solicitada a realizar força máxima para rodar externamente ou internamente o quadril. Flexores de tronco: você será posicionada sentada em um banco padronizado, vestindo um colete, com os braços cruzados no peito, joelhos flexionados a 90° com a fossa poplíteia apoiada na bora do banco. Uma faixa de velcro será posicionada no fêmur para estabilizar você durante o teste. Um dinamômetro será fixado à uma tornozeleira presa no espaldar e fixada no colete que você está usando. Você será instruída a realizar uma flexão do tronco com força máxima. Flexores plantares: você será posicionada na posição deitada de barriga para cima, com os membros inferiores estendidos e apoiados sobre uma cunha rígida, braços ao lado do corpo, tornozelos em neutro. Um velcro será utilizado na região das espinhas ilíacas ântero-superiores e no terço medial da tíbia para te estabilizar durante o teste. O dinamômetro será posicionado em um gancho fixo na parede e será tracionada por uma corrente fixada a uma tornozeleira posicionada sobre a cabeça dos

metatarsos na planta do pé a ser testado. Você será instruída a realizar uma força máxima de ponta de pé. **Quadríceps:** você será posicionada sentada em um banco padronizado, com o tronco ereto e apoiado no espaldar por uma almofada padronizada, braços ao lado do corpo e segurando na lateral do banco, joelho flexionados a 90° com a fossa poplíteia apoiada na borda do banco. Um velcro será utilizado na região abdominal e fêmur para te estabilizar durante o teste. O dinamômetro será fixado no espaldar e posicionada 3 centímetros acima do maléolo lateral do membro a ser testado. Você será instruída a realizar uma força máxima de esticar o joelho.

III) análise do seu movimento de corrida em um sistema de análise 3D: você será orientada a vir com um traje próprio (top, short e tênis usados usualmente na prática de corrida). Ao chegar, você será preparada para a coleta com a marcação de pontos anatômicos específicos para a colocação dos marcadores anatômicos do sistema de coleta, a fim de determinar e rastrear os segmentos do tronco, pelve, coxa, perna e pé. Além disso, um cinto torácico de segurança acoplado ao sistema de suspensão da esteira será utilizado em todas as coletas com o objetivo de te manter segura durante toda a coleta. Inicialmente, será necessária uma coleta estática de 5 segundos para determinação da posição e orientação de cada segmento em relação ao laboratório. Esta coleta será realizada com você posicionada sobre a esteira, em posição auto-selecionada. Após esta etapa, a coleta da corrida será realizada em velocidade auto-selecionada por 30 minutos, sendo que no último minuto todas vocês correrão a uma velocidade padronizada de 3,3m/s.

BENEFÍCIOS: Os resultados do questionário, da avaliação do assoalho pélvico, dos testes de força e da cinemática da corrida serão disponibilizados para você, e/ou treinador ou fisioterapeuta, o que poderá ajudá-la a ter uma melhora na qualidade de vida e desempenho durante a prática esportiva, bem como na prevenção de lesões. Esperamos também que este estudo traga informações importantes sobre como variáveis globais podem acabar interferindo na queixa de perda urinária na corrida, de forma que se amplie o conhecimento na área de saúde da mulher.

RISCOS OU DESCONFORTOS: Acreditamos que os riscos de prejuízos ou danos para a participação neste estudo sejam baixos. De acordo com a Res. CNS 466/2012, toda pesquisa envolvendo seres humanos possui algum tipo de risco. O preenchimento de questionários pode acarretar a você alguns riscos de desconforto ou constrangimento durante as respostas. Entretanto, para minimizar esses riscos, a pesquisa será interrompida imediatamente caso você relate qualquer desconforto ou constrangimento devido às perguntas do questionário. Em relação ao sigilo dos dados, nós nos certificamos que o risco de vazamento dos dados é extremamente baixo ou nulo, já que estamos utilizando plataformas online (Google Forms) que têm muita credibilidade e já foram utilizadas em estudos anteriores. A avaliação dos músculos do assoalho pélvico, por ser realizada através na região vaginal, pode gerar algum tipo de desconforto ou constrangimento, similares ao exame ginecológico. Portanto, é importante enfatizar que esta avaliação será realizada com uso de técnicas validadas e confiáveis por fisioterapeuta que atua e tem experiência na área da Saúde da Mulher. Para este exame será utilizada uma sala fechada, garantindo sua privacidade. Em caso de constrangimento ou desconforto além dos habituais para o exame, as avaliações serão interrompidas. Portanto, farei tudo para deixá-la à vontade e o exame poderá ser interrompido a qualquer momento, caso você necessite. Para os testes físicos, acreditamos que os riscos de prejuízos ou danos sejam igualmente baixos. Estes testes possuem como intuito avaliar, perante os resultados que serão obtidos, como está o seu desempenho físico e como esses resultados podem influenciar sua prática de corrida. Entretanto, para minimizar possíveis

prejuízos ou danos, os testes poderão ser interrompidos imediatamente caso você relate algum desconforto ou constrangimento durante a realização desses.

CUSTO/REEMBOLSO: Você não receberá remuneração por sua participação. Seus gastos com transporte público para deslocamento até o local de coleta e para retornar à sua casa serão ressarcidos pelos Pesquisadores responsáveis. Você terá garantia de ressarcimento das despesas por eventuais danos decorrentes da pesquisa.

CONFIDENCIALIDADE DA PESQUISA: Você será identificada por um número e, portanto, os dados serão apenas mencionados por essa numeração. O pesquisador responsável pelo estudo garante total sigilo e privacidade dos dados confidenciais envolvidos durante todas as fases da pesquisa.

NATUREZA VOLUNTÁRIA DO ESTUDO/LIBERDADE PARA SE RETIRAR: A participação não é obrigatória e você poderá desistir a qualquer momento de participar e de retirar o consentimento. A recusa em participar dessa pesquisa não trará nenhum prejuízo na sua relação com o pesquisador ou com a instituição.

USO DOS RESULTADOS DA PESQUISA: Os dados obtidos no estudo serão utilizados para fins de pesquisa, podendo ser apresentados em congressos e seminários e publicados em artigos científicos, porém a sua identidade será mantida em sigilo absoluto.

ARMAZENAMENTO DOS RESULTADOS: Após a finalização do estudo os dados coletados e o termo de consentimento ou assentimento livre e esclarecido assinados serão armazenados na sala do pesquisador Prof. Dr. Renan Alves Resende, no Departamento de Fisioterapia da UFMG, pelo período de cinco anos, sendo o mesmo responsável por sua guarda.

VIA DO TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO: você será solicitada a preencher o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido de forma online e física. Você será orientada a assinar dois Termos de Consentimento Livre e Esclarecidos físicos, sendo garantido que você receberá uma via assinada e a outra ficará com o Pesquisador responsável.

DECLARAÇÃO E ASSINATURA

Declaro que li e entendi toda a informação repassada sobre o estudo, sendo os objetivos e procedimentos satisfatoriamente explicados. Tive tempo suficiente para considerar a informação acima e tive a oportunidade de tirar todas as minhas dúvidas. Estou assinando digitalmente este termo ao clicar no SIM, voluntariamente, e tenho direito, de agora ou mais tarde, discutir qualquer dúvida que eu venha a ter com relação à pesquisa com a Mestranda Natália Cardoso Campos (31) 98736-2820, email: nataliacardosofisioterapia@gmail.com ou com Prof. Dr. Renan Alves, (31) 3409 7412 email: renan.aresende@gmail.com.

Assinatura Participante

Assinatura Pesquisador

Em caso de dúvidas sobre o caráter ético da pesquisa, a Sra. poderá consultar:

COEP-UFMG - Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG

Av. presidente Antônio Carlos, 6627. Unidade Administrativa II – 2^o andar – Sala 2005.
Campus Pampulha. Belo Horizonte, MG – Brasil. CEP: 31270-901.

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

Em caso de danos provenientes da pesquisa, você poderá buscar indenização nos termos da Res. 466/12. Maiores informações: <https://www.ufmg.br/bioetica/coep/formularios>.

APÊNDICE 2 – QUESTIONÁRIO SOCIODEMOGRÁFICO E CLÍNICO

Olá, seja bem vinda!

Você está sendo convidada a participar como voluntária do projeto de pesquisa de mestrado do Programa de Pós graduação em Ciências da Reabilitação, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, denominado "**BIOMECÂNICA DA CORRIDA E FUNÇÃO MUSCULAR DE ASSOALHO PÉLVICO, TRONCO E MEMBROS INFERIORES DE CORREDORAS COM E SEM INCONTINÊNCIA URINÁRIA**".

Nosso objetivo é investigar se existem diferenças na função muscular do tronco, quadril e assoalho pélvico, bem como na biomecânica da corrida entre corredoras com e sem incontinência urinária.

O tempo estimado para preenchimento do questionário é de aproximadamente 10 minutos.

DADOS SOCIODEMOGRÁFICOS:

Nome completo:

Idade:

Peso (kg):

Altura (cm):

Você faz uso de algum medicamento (ex: vitaminas, antidepressivos)? Se sim, qual (is)?

Auto percepção de raça-etnia:

- Branca
- Parda
- Preta
- Indígena
- Outra

Possui alguma condição de saúde? Se sim, qual (is)?

HISTÓRICO UROGINECOLÓGICO:

Você faz uso de contraceptivo oral? Se sim, há quanto tempo?

Seu ciclo menstrual é regular?

Você possui algum desses sintomas?

- Dor na relação sexual
- Dor na região da pelve
- Endometriose
- Sensação de peso ou bola na vagina
- Constipação intestinal
- Perda de fezes ou gases
- Frequência miccional aumentada
- Dificuldade ou desconforto ao urinar
- Infecção urinária de repetição
- Candidíase de repetição
- Nenhum

HISTÓRICO OBSTÉTRICA:

Você já engravidou?
 Quantas gestações você teve?
 Qual a data do seu último parto?
 Número de partos por via vaginal:
 Número de partos cesárea:
 Peso do seu maior recém-nascido:

HISTÓRICO ESPORTIVO:

Tempo de experiência em corrida:
 Participações em competições de corrida no último ano (quantas competições e quantos km cada prova):
 Participa de assessoria?
 Possui histórico de lesão? Onde?
 Quanto tempo você teve que ficar parada/sem treinar por conta da lesão?
 Você pratica outras modalidades esportivas/outras exercícios físicos? (ex: musculação, funcional, beach tennis)? Se sim, qual (is)?

CARACTERÍSTICAS DO TREINO ATUAL DE CORRIDA:

Frequência semanal de treino:
 Duração de cada sessão de treinamento de corrida (por favor especifique caso haja treinos diferentes com tempos diferentes – ex: longão, limiar, etc)

Pace

Distância semanal percorrida do ciclo atual:
 Há quanto tempo você tem a queixa de perda de xixi?
 A perda de xixi começou ou aumentou após o início da prática de corrida?
 Em que momento você perde urina na corrida?

- No início do treino/competições
- No final do treino/competições
- Durante todo treino/competições
- Quando tenho treino de tiros
- Quando tenho treinos mais longos
- Apenas nos treinos
- Apenas nas competições
- Não percebo quando perco, apenas quando sinto o cheiro na calcinha
- Não sei

Em geral, o quanto que perder urina interfere no seu treino de corrida? 0 (não interfere) 10 (interfere muito).

Em geral, o quanto que perder urina impacta negativamente o seu desempenho nos treinos/competições de corrida? 0 (não interfere) 10 (interfere muito).

Você utiliza alguma dessas estratégias para minimizar a perda urinária?

- Bebo menos água
- Vou ao banheiro antes do treino/competição
- Treino apenas com roupa escura
- Uso absorvente diário
- Paro o treino
- Diminuo a intensidade
- Nenhuma das anteriores

APÊNDICE 3 – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: BIOMECÂNICA DA CORRIDA E FUNÇÃO MUSCULAR DE ASSOALHO PÉLVICO, TRONCO E MEMBROS INFERIORES DE CORREDORAS COM E SEM INCONTINÊNCIA URINÁRIA

Pesquisador: Renan Alves Resende

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 70329523.9.0000.5149

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

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 6.184.600

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um estudo de corte transversal observacional que será realizado entre maio de 2023 a agosto de 2024, no Laboratório de Análise do Movimento (LAM) do Departamento de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

A amostra será constituída por mulheres recrutadas por conveniência em assessorias de corrida, locais de treinamento e eventos de corrida. Os critérios de inclusão serão: (1) idade entre 18 e 45 anos; (2) pelo menos 6 meses de experiência em corrida de rua com média de 20 km por semana; (3) ter participado de eventos competitivos de corrida de média ou longa distância no último ano (TARPENNING et al; 2004); (4) não apresentar histórico de cirurgia musculoesquelética nos membros inferiores ou em órgãos internos na região da pelve e quadril no último ano; (5) não ter tido lesão ou dor musculoesquelética nos membros inferiores que tenha causado restrição de participação nos treinos de corrida nos últimos 6 meses, ou seja, redução da distância, velocidade, duração e volume de treino, ou afastamento da prática de corrida por pelo menos 7 dias (YAMATO et al.; 2015); (6) não estarem grávidas ou terem passado pelo parto no último ano; (7) não estarem em tratamento ou terem feito tratamento fisioterapêutico para incontinência urinária; (8) já terem tido relações sexuais. Serão excluídas do estudo as mulheres que em ambos os grupos: (1) forem caracterizadas como mulheres climatéricas (pré ou pós menopausa) (2) tiverem apenas e/ou predominância de sintomas de incontinência urinária de urgência; (3) não forem capazes de

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

Continuação do Projeto: 6.264.985

fisioterapêutico para incontinência urinária; já terem tido relações sexuais. A ocorrência de incontinência urinária será avaliada pelo Questionnaire for Female Urinary Incontinence Diagnosis (QUID-Br) e a amostra será dividida em dois grupos: Grupo de corredoras incontinentes (GCI) e Grupo de corredoras continentas (GCC). Um estudo piloto com 10 participantes (5 GCI e 5 GCC) será realizado para estimar o tamanho amostral mínimo para realização do estudo e para estimar os níveis de confiabilidade. A avaliação dos músculos do assoalho pélvico será por meio da inspeção, palpação vaginal e Peritron; a avaliação da força dos músculos abdominais e de quadril por meio de dinamometria manual; e a análise cinética e cinemática por meio de um sistema tridimensional de análise do movimento. A análise das variáveis descritivas será apresentada a em média e desvio padrão. A função muscular será comparada entre os grupos usando o Teste t de Student independente ou teste de Mann Whitney. As variáveis cinemáticas e cinéticas da corrida serão avaliadas pelo Mapeamento Paramétrico Estatístico e Teste t de Student independente para comparar os grupos. Os tamanhos de efeito das diferenças serão calculados utilizando Hedge's g. Todas as análises serão realizadas no MatLab e no SPSS 22 com nível de significância de 0,05.

Quanto às hipóteses:

Hipótese:

H0: não haverá diferença nas funções musculares do assoalho pélvico, membros inferiores e tronco, e na cinética e cinemática da corrida de mulheres corredoras com e sem incontinência urinária.

H1: haverá diferença nas funções musculares do assoalho pélvico, membros inferiores e tronco, e na cinética e cinemática da corrida de mulheres corredoras com e sem incontinência urinária.

Objetivo da Pesquisa:

Quanto aos objetivos:

Objetivo Primário:

Investigar se existem diferenças na biomecânica da corrida e na função muscular do assoalho pélvico, quadril e tronco entre corredoras com e sem incontinência urinária.

Objetivo Secundário:

Investigar se existem diferenças entre corredoras com e sem IUE nos seguintes fatores:- Investigar se existem diferenças entre corredoras com e sem IUE na pressão de repouso, força e resistência dos músculos do assoalho pélvico;- Investigar se existem diferenças entre corredoras com e sem IUE na força de abdominais, rotadores laterais e mediais de quadril;- Investigar se existem

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@pq.ufmg.br

Continuação do Parecer: 6.264.985

diferenças entre corredoras com e sem IUE nos seguintes parâmetros cinemáticos durante a corrida: deslocamento angular de tornozelo, joelho, quadril, pelve e tronco nos planos sagital, frontal e transverso;- Investigar se existem diferenças entre corredoras com e sem IUE nos seguintes parâmetros cinéticos durante a corrida: momento de força e potência de tornozelo, joelho e quadril nos planos sagital, frontal e transverso.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Quanto aos riscos:

- Acreditamos que os riscos de prejuízos ou danos para a participação neste estudo sejam baixos. De acordo com a Res. CNS 466/12, toda pesquisa envolvendo seres humanos possui algum tipo de risco. O preenchimento de questionários pode acarretar a você alguns riscos de desconforto ou constrangimento durante as respostas. Entretanto, para minimizar esses riscos, a pesquisa será interrompida imediatamente caso você relate qualquer desconforto ou constrangimento devido às perguntas do questionário. Em relação ao sigilo dos dados, nós nos certificamos que o risco de vazamento dos dados é extremamente baixo ou nulo, já que estamos utilizando plataformas online (Google Forms) que têm muita credibilidade e já foram utilizadas em estudos anteriores. A avaliação dos músculos do assoalho pélvico, por ser realizada através na região vaginal, pode gerar algum tipo de desconforto ou constrangimento, similares ao exame ginecológico. Portanto, é importante enfatizar que esta avaliação será realizada com uso de técnicas validadas e confiáveis por fisioterapeuta que atua e tem experiência na área da Saúde da Mulher. Para este exame será utilizada uma sala fechada, garantindo sua privacidade. Em caso de constrangimento ou desconforto além dos habituais para o exame, as avaliações serão interrompidas. Portanto, farei tudo para deixá-la à vontade e o exame poderá ser interrompido a qualquer momento, caso você necessite. Para os testes físicos, acreditamos que os riscos de prejuízos ou danos sejam igualmente baixos. Estes testes possuem como intuito avaliar, perante os resultados que serão obtidos, como está o seu desempenho físico e como esses resultados podem influenciar sua prática de corrida. Entretanto, para minimizar possíveis prejuízos ou danos, os testes poderão ser interrompidos imediatamente caso você relate algum desconforto ou constrangimento durante a realização desses.

Quanto aos benefícios:

- Os resultados do questionário, da avaliação do assoalho pélvico, dos testes de força e da cinemática da corrida serão disponibilizados para você, e/ou treinador ou fisioterapeuta, o que poderá ajudá-la a ter uma melhora na qualidade de vida e desempenho durante a prática

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@pppq.ufmg.br

Continuação do Parecer: 6.264.985

esportiva, bem como na prevenção de lesões. Esperamos também que este estudo traga informações importantes sobre como variáveis globais podem acabar interferindo na queixa de perda urinária na corrida, de forma que se amplie o conhecimento na área de saúde da mulher.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Destacamos que trata-se da segunda versão e que os autores nos enviaram todos os documentos que estavam faltando para a adequação da pesquisa quanto aos aspectos éticos.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Para além dos documentos enviados na primeira versão, destacamos os documentos abaixo que foram anexados adequadamente na segunda versão do projeto:

1. Documento anexado com os instrumentos da pesquisa;
2. Anuência do Laboratório com a assinatura do coordenador;
3. TCLE escrito de acordo com a resolução 466/2012;
4. TCLE versão física (além da versão digital);
5. Inserção nos modelos de TCLE virtual e físico que oferecemos garantia de reembolso dos custos com deslocamento ao local de coleta;
6. Explicitar o tempo de guarda dos dados e documentos relativos às participantes.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Tendo como referência a carta resposta, bem como os documentos anexados na segunda versão do projeto, sou, S.M.J., favorável 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 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_BASICAS_DO_PROJETO_2131661.pdf	24/07/2023 13:20:56		Aceito
Outros	Cartaresposta.pdf	24/07/2023	NATALIA CARDOSO	Aceito

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)3409-4292 **E-mail:** coep@prpq.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 6.284.985

Outros	Cartaresposta.pdf	13:20:09	CAMPOS	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	CartadeAnuencialAM.pdf	21/07/2023 07:20:36	NATALIA CARDOSO CAMPOS	Aceito
Outros	Instrumentosdecoletadedados.pdf	21/07/2023 07:20:23	NATALIA CARDOSO CAMPOS	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLEfisico.pdf	21/07/2023 07:19:09	NATALIA CARDOSO CAMPOS	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLEvirtual.pdf	21/07/2023 07:19:00	NATALIA CARDOSO CAMPOS	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO.pdf	21/07/2023 07:18:38	NATALIA CARDOSO CAMPOS	Aceito
Solicitação registrada pelo CEP	ParecerRenan.pdf	07/06/2023 16:58:15	NATALIA CARDOSO CAMPOS	Aceito
Folha de Rosto	FolhaDeRosto.pdf	07/06/2023 16:48:46	NATALIA CARDOSO CAMPOS	Aceito
Cronograma	CRONOGRAMA.pdf	06/06/2023 16:38:31	NATALIA CARDOSO CAMPOS	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BELO HORIZONTE, 28 de Agosto de 2023

Assinado por:
Corinna Davis Rodrigues
(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@ppq.ufmg.br

MINI-CURRÍCULO

Nome: Natália Cardoso Campos

Nome em citações bibliográficas: CAMPOS, N.C

Lattes ID: <http://lattes.cnpq.br/3385838562325496>

Orcid ID: <https://orcid.org/0000-0003-0862-1234>

Formação acadêmica/titulação:

Bacharel em Fisioterapia pela Universidade Federal de Minas Gerais (2017/02 a 2022/02).

Mestranda em Ciências da Reabilitação pela Universidade Federal de Minas Gerais na linha de pesquisa de estudos do desempenho motor e funcional humano (Conceito CAPES 6), sob a orientação do Prof. Dr. Renan Alves Resende e Coorientada pelo Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca e pela Profa. Dra. Mariana Maia de Oliveira Sunemi. Bolsista vinculada à FAPEMIG (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais).

Formação complementar:

Mobilização Miofascial e cinesioterapia nas disfunções abdominais e do assoalho pélvico pela Fisioterapeuta Ana Paula Maia com carga horária de 30 horas no ano de 2024.

Treinamento dos músculos do assoalho pélvico feminino: de antes de kegel até hoje pela Fisioterapeuta Adriana Saraiva com carga horária de 40 horas no ano de 2023.

Atuação do Fisioterapeuta nas disfunções uroginecológicas pela Clínica Sabrina Baracho com carga horária de 23 horas no ano de 2023.

Terapia Manual em Saúde da Mulher pela Core Saúde da mulher com carga horária de 16 horas no ano de 2022.

Certificação PHAST em Fisioterapia Esportiva pela Physiotherapy Assessment Tool (PHAST) com carga horária de 180 horas no ano de 2022.

Manipulação do sistema fascial - integração estrutural do movimento humano pelo Prof. Ms. Thiago Ferreira com carga horária de 12 horas no ano de 2022.

Publicações em anais de congresso:

Desenvolvimento de Indicadores de Saúde para Gestão Assistencial de um Serviço de Fisioterapia para Disfunções do Assoalho Pélvico, 6º Congresso Brasileiro de Fisioterapia na Saúde da Mulher, no período de 05 e 06 de outubro de 2023. Autores: Natalia Cardoso Campos, Kessia Avelar de Souza Oliveira, Natália Renata De Matos, Maria Cristina Da Cruz, Mariana Maia de Oliveira Sunemi e Elyonara Mello de Figueiredo.

Efeito da alteração da capacidade de produção de força na regularidade dos movimentos do quadril durante a corrida de homens jovens com e sem histórico de lesão, XXXI Semana de Iniciação Científica 2022. Autores: Alice Morais de Paiva, Renatha de Carvalho, Sérgio Teixeira da Fonseca, Líria Akie Okai-Nobrega, Thiago Ribeiro Teles Santos, Priscila Albuquerque de Araújo, Juliana Quirino, Natália Cardoso Campos, Thales Rezende de Souza.

Título do trabalho: Intervenções fisioterapêuticas em mulheres com câncer de mama submetidas à reconstrução mamária: revisão sistemática, XXIV Congresso Brasileiro de Fisioterapia, no período de 03 a 06 de agosto de 2022 no Rio de Janeiro. Autores: Bárbara Vaz Sarmiento, Natália Cardoso Campos, Mariana Maia de Oliveira Sunemi, Marcela Ponzio Pinto e Silva, Bruno Flez Mazuquin, Luís Otávio Zanatta Sarian.

Título do trabalho: Disfunções do assoalho pélvico em mulheres jovens não atletas: ocorrência e grau de incômodo, XXIV Congresso Brasileiro de Fisioterapia, no período de 03 a 06 de agosto de 2022 no Rio de Janeiro. Autores: Natália Cardoso Campos, Gabriela Martins, Rafaela Santos, Mariana Maia de Oliveira Sunemi, Elyonara Figueiredo.

Apresentações em evento científico:

Título do trabalho: Análise da força e da resistência dos músculos do assoalho pélvico em mulheres corredoras com e sem incontinência urinária, XII Congresso Mineiro de Comportamento Motor, no período de 29 a 31 de julho de 2024. Autores: Laura Jardim Nunes, Natália Cardoso Campos, Mariana Maia de Oliveira Sunemi, Sérgio Teixeira da Fonseca, Renan Alves Resende.

Título do trabalho: Desenvolvimento de Indicadores de Saúde para Gestão Assistencial de um Serviço de Fisioterapia para Disfunções do Assoalho Pélvico, 6º Congresso Brasileiro de Fisioterapia na Saúde da Mulher, no período de 05 e 06 de outubro de 2023. Autores: Natalia Cardoso Campos, Kessia Avelar de Souza Oliveira, Natália Renata De Matos, Maria Cristina Da Cruz, Mariana Maia de Oliveira Sunemi e Elyonara Mello de Figueiredo.

Título do trabalho: Intervenções fisioterapêuticas em mulheres com câncer de mama submetidas à reconstrução mamária: revisão sistemática, XXIV Congresso Brasileiro de Fisioterapia, no período de 03 a 06 de agosto de 2022 no Rio de Janeiro. Autores: Bárbara Vaz Sarmento, Natália Cardoso Campos, Mariana Maia de Oliveira Sunemi, Marcela Ponzio Pinto e Silva, Bruno Flez Mazuquin, Luís Otávio Zanatta Sarian.

Título do trabalho: Disfunções do assoalho pélvico em mulheres jovens não atletas: ocorrência e grau de incômodo, XXIV Congresso Brasileiro de Fisioterapia, no período de 03 a 06 de agosto de 2022 no Rio de Janeiro. Autores: Natália Cardoso Campos, Gabriela Martins, Rafaela Santos, Mariana Maia de Oliveira Sunemi, Elyonara Figueiredo.

Premiações:

Título do trabalho: "Disfunção sexual em sobreviventes ao câncer de mama: o impacto da terapia hormonal", 6º Congresso Brasileiro de Fisioterapia na Saúde da Mulher e 1º Congresso Internacional de Fisioterapia na Saúde da Mulher, realizado em 5 e 6 de outubro de

2023, na cidade de Vitória-ES. Autores: Giulia Batista Palma, Julia Melo Rocha Xavier, Júlia Cortes Cavalcante, Juliana Pereira Campos, Natália Cardoso Campos, Elyonara Mello de Figueiredo e Mariana Maia de Oliveira Sunemi.

Artigos publicados:

Artigo “Prevalence, bother and risk factors associated with the occurrence of pelvic floor dysfunctions in young women: a cross-sectional survey” - Journal of Women’s & Pelvic Health Physical Therapu 48(3):p194-201, July/September 2024.
DOI:10.1097/JWH.0000000000000305.