



UNIVERSIDADE
ESTADUAL de LONDRINA

AMANDA PAULA RICARDO RODRIGUES DA CUNHA

**ANÁLISE CINEMÁTICA DOS MEMBROS INFERIORES E
PELVE DE MULHERES COM SÍNDROME DA DOR NO
GRANDE TROCÂNTER EM TESTES DE STEP E MARCHA**

AMANDA PAULA RICARDO RODRIGUES DA CUNHA

**ANÁLISE CINEMÁTICA DOS MEMBROS INFERIORES E
PELVE DE MULHERES COM SÍNDROME DA DOR NO
GRANDE TROCÂTER EM TESTES DE STEP E MARCHA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação (Programa Associado entre Universidade Estadual de Londrina [UEL] e Universidade Pitágoras Unopar [UNOPAR]), como requisito parcial à obtenção do título de Doutora em Ciências da Reabilitação.

Orientadora: Profa. Dra. Christiane de Souza Guerino Macedo

Coorientador: Prof. Dr. Felipe Arruda Moura

Londrina
2026

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UEL

D111 DA CUNHA, AMANDA PAULA RICARDO RODRIGUES.
ANÁLISE CINEMÁTICA DOS MEMBROS INFERIORES E Pelve DE MULHERES COM SÍNDROME DA DOR NO GRANDE TROCÂTER EM TESTES DE STEP E MARCHA / AMANDA PAULA RICARDO RODRIGUES DA CUNHA. - Londrina, 2026.
92 f.

Orientador: Christiane de Souza Guerino Macedo.
Coorientador: Felipe Arruda Moura.
Tese (Doutorado em Ciências da Reabilitação) - Universidade Estadual de Londrina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, 2026.
Inclui bibliografia.

1. biomecânica - Tese. 2. fisioterapia - Tese. 3. quadril - Tese. I. de Souza Guerino Macedo, Christiane. II. Arruda Moura, Felipe. III. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação. IV. Título.

CDU 615.8

AMANDA PAULA RICARDO RODRIGUES DA CUNHA

**ANÁLISE CINEMÁTICA DOS MEMBROS INFERIORES E
PELVE DE MULHERES COM SÍNDROME DA DOR NO
GRANDE TROCÂNTER EM TESTES DE STEP E MARCHA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação (Programa Associado entre Universidade Estadual de Londrina [UEL] e Universidade Pitágoras Unopar [UNOPAR]), como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Ciências da Reabilitação.

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Christiane de S. G. Macedo
Universidade Estadual de Londrina

Prof. Dr. Andreo Fernando Aguiar
Universidade Pitágoras Unopar Anhanguera

Prof. Dr. Márcio Rogério de Oliveira
Universidade Pitágoras Unopar Anhanguera

Profa. Dra. Michele Forgiarini Saccol
Universidade Federal de Santa Maria

Prof. Dr. Victor Hugo Alves Okazaki
Universidade Estadual de Londrina

Londrina, ____ de ____ de ____.

CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

ATA DE DEFESA DE TESE

Aos 27 dias do mês de fevereiro do ano de 2026, na sala do Centro De Ciências Da Saúde, desta Universidade, às 14:00 horas, reuniu-se a Banca Examinadora homologada pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, composta por Dra. Christiane De Souza Guerino Macedo como presidente da banca, Dr. Victor Hugo Alves Okazaki e Dr. Márcio Rogério De Oliveira na condição de membros presenciais, Dra. Michele Forgiarini Saccol e Dr. Andreo Fernando Aguiar na condição de membros remotos. A reunião teve por objetivo julgar o trabalho da estudante AMANDA PAULA RICARDO RODRIGUES DA CUNHA sob o título: "ANÁLISE CINEMÁTICA DOS MEMBROS INFERIORES E Pelve de mulheres com síndrome da dor no grande trocânter em testes de step e marcha". Os trabalhos foram abertos pela professora Dra. Christiane De Souza Guerino Macedo. A seguir, foi dada a palavra à estudante para apresentação do trabalho. Cada examinador arguiu a Doutoranda, com tempos iguais de arguição e resposta. Terminadas as arguições, procedeu-se ao julgamento do trabalho, sendo que os membros remotos Dra. Michele Forgiarini Saccol e Dr. Andreo Fernando Aguiar enviaram simultaneamente seus formulários de avaliação os quais foram impressos e anexados à presente ata, concluindo a Banca Examinadora por sua aprovação. Nada mais havendo a tratar, foi lavrada a presente ata, que vai assinada pelos membros da Banca Examinadora.

A estudante deverá reformular seu trabalho no prazo de ____ dias: () SIM (X) Não

Se houver alteração no título do trabalho, informar o novo título abaixo:

Obs.: Este documento não deve conter rasuras ou corretivo e deve ser preenchido de forma legível.

Londrina, 27 de Fevereiro de 2026.

PRESIDENTE

Dra. CHRISTIANE DE SOUZA GUERINO MACEDO

UEL

TITULARES

Dr. ANDREO FERNANDO AGUIAR

UNOPAR

Dr. MÁRCIO ROGÉRIO DE OLIVEIRA

UNOPAR

Dra. MICHELE FORGIARINI SACCOL

UFSM

Dr. VICTOR HUGO ALVES OKAZAKI

UEL

DEDICATÓRIA

Dedico esta tese aos meus avós, in memoriam, meus principais incentivadores nos estudos. Em especial ao meu avô, que esteve ao meu lado em cada etapa do caminho, acreditando em mim mesmo quando eu duvidava. Seu apoio, exemplo e amor seguem vivos em tudo o que sou e em cada conquista alcançada.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus por Sua presença constante e por Seu direcionamento em cada etapa da minha vida.

Quero expressar minha profunda gratidão à Prof.^a Christiane de Souza Guerino Macedo, que me acompanha desde o segundo ano da graduação e segue presente até hoje, sempre com uma postura humana, empática e motivadora. Agradeço por cada direcionamento, apoio, escuta ativa e carinho ao longo dessa trajetória. Sou imensamente grata também ao meu coorientador, Prof. Felipe Arruda Moura, por abrir as portas do laboratório e auxiliar desde o início deste caminho.

Estendo meus agradecimentos aos membros do Laboratório de Biomecânica Aplicada da Universidade Estadual de Londrina, que me ensinaram desde a calibrar o ambiente até a conduzir coletas e processar dados em diferentes softwares. Muito obrigada pelo tempo, paciência e disponibilidade. Sem meus orientadores e sem vocês, este trabalho teria sido muito mais difícil de se concretizar.

Agradeço aos professores membros da banca examinadora, pela disponibilidade e por aceitarem participar deste momento tão importante. Tenho certeza de que suas contribuições enriquecerão significativamente este trabalho.

À minha família, minha eterna gratidão. Ao meu esposo, pelo apoio incondicional em todos os momentos. À minha mãe e ao meu irmão, por serem minha base afetiva e meu porto seguro. Aos meus avós, que tanto inspiraram a formação do meu caráter. Em especial ao meu avô. Escrevo estas palavras hoje, 24 de dezembro de 2025, no meu primeiro Natal sem ele.

Meu avô se foi em novembro, na fase final desta etapa. E, sinceramente, só consegui prosseguir ao me apegar à dor dessa perda e transformá-la em força para a conclusão deste trabalho. Ele era mais que um avô, papel que por si só já é fundamental na construção da afetividade de uma criança. De origem muito simples e com pouco estudo formal, foi para mim pai, amigo e meu principal incentivador.

Quando pequenina, era a mão que eu segurava todos os dias para ir e voltar da escola. Era quem me recebia com um sorriso largo na saída e me levava

para comprar um doce na padaria, nosso combinado de sempre. Preocupava-se com cada detalhe dos meus estudos. Lembro-me claramente do dia em que disse que meu caderno iria acabar. Eu estava na terceira série do ensino fundamental. Naquela mesma manhã, ele foi até a escola, durante a aula, apenas para me entregar um caderno novo, com receio de que eu não tivesse onde anotar a matéria.

Meu primeiro jaleco e meus primeiros livros da graduação vieram dele. Em cada almoço de domingo ou visita semanal, repetia sempre: “Tenho muito orgulho de você, você é muito inteligente.” E completava: “Minha filha, você vai ser doutora.” Na despedida, eu sempre dizia “te amo, vô”. E sua resposta nunca variava: “Ô, minha filha, eu nem tenho quantia do tanto que te amo.”

É, meu avô, chegamos aqui. O título de doutora se tornou realidade. Tenho certeza de que você está presente e que se orgulha muito disso. Esta conquista também é sua.

Aonde quer que eu vá, levo você no olhar.

Epígrafe

"Esforce-se como se tudo dependesse de você;
confie como se tudo dependesse de Deus."
— Santo Agostinho

DA CUNHA, Amanda Paula Ricardo Rodrigues. **Análise cinemática dos membros inferiores e pelve de mulheres com Síndrome da Dor no Grande Trocânter em testes de step e marcha.** 2026. 92 folhas. Trabalho de Conclusão de Curso de Doutorado do Programa de Pós-Graduação Associado em Ciências da Reabilitação UEL-Unopar, Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2025.

RESUMO

Introdução: A Síndrome da Dor no Grande Trocânter (SDGT) é causa comum de dor lateral no quadril em mulheres de meia-idade ativas, e está associada às alterações biomecânicas angulares na pelve e quadril. Porém, não existem relatos sobre alterações cinemáticas de todo o membro inferior na realização de testes funcionais e na marcha. **Objetivo:** Investigar possíveis diferenças angulares da pelve, quadril, joelho e tornozelo em tarefas funcionais como descida de degrau e marcha em mulheres com e sem SDGT. **Materiais e Métodos:** A presente tese está dividida em dois estudos. No estudo 1 foram avaliadas 32 mulheres distribuídas em grupo SDGT (n=16) e grupo controle (n=16), e o estudo 2 foi composto por 24 mulheres distribuídas em grupo SDGT (n=12) e grupo controle (n=12). Todas as participantes preencheram o questionário de caracterização da amostra, a escala numérica de dor e o *VISA Tendinopathy Questionnaire for Greater Trochanteric Pain Syndrome* (VISA-G). Posteriormente, foram submetidas à análise cinemática do membro inferior durante os testes *Lateral e Forward Step-Down* (estudo 1) e durante a marcha (estudo 2). A captura de movimento foi realizada com um sistema *OptiTrack®* de oito câmeras (120 Hz), e marcadores retrorrefletivos foram posicionados em pontos de referência e grupos anatômicos. Os dados angulares da pelve, quadril, joelho e tornozelo foram calculados usando *Visual3D* e *MATLAB*. As comparações entre os grupos foram realizadas usando o teste de Mann-Whitney, e a análise temporal dos ângulos articulares por *Statistical Parametric Mapping* (SPM). **Resultados:** O estudo 1 apontou que durante os testes *Lateral e Forward Step Down* não houve diferenças significativas nos valores mínimo e máximo para variáveis angulares nas articulações da pelve, quadril, joelho e tornozelo entre os grupos ($P > 0,05$). No entanto, a análise por SPM revelou diferenças no desempenho entre os grupos, com maior flexão do quadril (63–87%; $P < 0,01$), rotação interna (45–55%; $P < 0,01$), aumento da flexão do joelho (80–100%; $P < 0,01$) e redução da dorsiflexão do tornozelo (23–100%; $P < 0,01$) no grupo GTPS. Durante o FSD, mulheres com GTPS apresentaram redução da inclinação pélvica anterior (0–100%; $P < 0,01$), maior rotação interna do quadril (58–95%; $P < 0,01$) e menor dorsiflexão do tornozelo (22–100%; $P < 0,01$). No estudo 2 a análise por SPM durante a marcha demonstrou que mulheres com SDGT apresentaram maior queda pélvica entre 1–12% e 81–100% do ciclo da marcha, e maior rotação interna do quadril entre 86–98%. Diferenças no joelho foram observadas, com maior flexão entre 72–89%, maior varo entre 14–67% e 85–100%, e maior rotação externa entre 42–54% e 87–99%. **Conclusão:** Mulheres com SDGT apresentaram alterações cinemáticas na pelve, quadril, joelho e tornozelo durante os testes em step. Também apresentaram alterações cinemáticas na pelve, quadril e joelho durante a marcha, sugerindo estratégias compensatórias.

Palavras-chave: quadril, tendinopatia, avaliação, fenômenos biomecânicos, fisioterapia.

DA CUNHA, Amanda Paula Ricardo Rodrigues. **Kinematic Analysis of the Lower Limbs and Pelvis in Women with Greater Trochanteric Pain Syndrome During Step Tests and Gait.** 2026. Total number of pages 92. Doctoral Thesis/Dissertation from the Associated Graduate Program in Rehabilitation Sciences, UEL-Unopar, State University of Londrina, Londrina, 2025

ABSTRACT

Introduction: Greater Trochanteric Pain Syndrome (GTPS) is a common cause of lateral hip pain in active middle-aged women and is associated with angular biomechanical changes in the pelvis and hip. However, there are no reports on kinematic changes throughout the lower limb during functional tests and gait. **Objective:** To investigate potential angular differences of the pelvis, hip, knee, and ankle in functional tasks such as stair descent and gait in women with and without GTPS. **Methods:** Article 1 included a sample of 32 women allocated to a GTPS group ($n = 16$) and a control group ($n = 16$). Article 2 included 24 women allocated to a GTPS group ($n = 12$) and a control group ($n = 12$). Participants completed a sample characterization questionnaire, the Numerical Pain Rating Scale, and the VISA Tendinopathy Questionnaire for Greater Trochanteric Pain Syndrome (VISA-G). Subsequently, they performed lower-limb kinematic analysis during the Lateral and Forward Step-Down tests and during gait. Motion capture was performed using an eight-camera OptiTrack® system (120 Hz), and retroreflective markers were placed on anatomical landmarks and clusters. Pelvic, hip, knee, and ankle angular data were calculated using Visual3D and MATLAB. For the step tests, participants performed six repetitions per task, and four were used for analysis. For gait, five trials were performed at self-selected speed along a 10-meter walkway. Between-group comparisons were performed using the Mann–Whitney test, and temporal analysis of joint angles was conducted using Statistical Parametric Mapping (SPM). **Results:** In the Lateral and Forward Step-Down tests, no significant differences were observed in minimum and maximum angular values of the pelvis, hip, knee, and ankle between groups ($P > 0.05$). However, SPM analysis revealed performance differences, with greater hip flexion (63–87%; $P < 0.01$), greater hip internal rotation (45–55%; $P < 0.01$), increased knee flexion (80–100%; $P < 0.01$), and reduced ankle dorsiflexion (23–100%; $P < 0.01$) in the GTPS group during LSD. During FSD, women with GTPS showed reduced anterior pelvic tilt (0–100; $P < 0.01$), greater hip internal rotation (58–95%; $P < 0.01$), and lower ankle dorsiflexion (22–100%; $P < 0.01$). Regarding gait, SPM demonstrated that women with GTPS presented greater pelvic drop between 1–12% and 81–100% of the gait cycle and greater hip internal rotation between 86–98%. Knee differences were also observed, with greater flexion between 72–89%, greater varus between 14–67% and 85–100%, and greater external rotation between 42–54% and 87–99%. **Conclusion:** Women with GTPS exhibit reduced pelvic motion and greater hip internal rotation amplitude, as well as decreased ankle motion during step-down tests. They also present kinematic alterations in the pelvis, hip, and knee during gait, suggesting compensatory movement strategies.

Key words: hip, tendinopathy, assessment, biomechanical phenomena, physical therapy.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – A) Testes Forward e B) Lateral Step Down27

Figura 2 – Fases da marcha humana28

Artigo 1:

Figura 1 - A) Testes Forward and B) Lateral Step Down.....39

Figura 2 - Differences in lower-limb kinematic time series during the descent phase of LSD test between the GTPSG and CG43

Figura 3 - Differences in lower-limb kinematic time series during the descent phase of FSD test between the GTPSG and CG44

Artigo 2:

Figura 1 - Diferenças nas séries temporais para pelve e quadril durante o ciclo da marcha entre o Grupo com Síndrome da Dor Trocântérica Maior (GTPSG) e o grupo controle (GC)66

Figura 2 - Diferenças nas séries temporais para joelho durante o ciclo da marcha entre o Grupo com Síndrome da Dor Trocântérica Maior (GTPSG) e o grupo controle (GC).....67

LISTA DE TABELAS

Artigo 1:

Tabela 1 - Baseline of women with and without Greater Trochanteric Pain Syndrome.....41

Tabela 2 - Comparison of angular values during LSD between women with and without Greater Trochanteric Payn Syndrome.....42

Tabela 3 - Comparison of angular values during FSD between women with and without Greater Trochanteric Payn Syndrome.....42

Artigo 2:

Tabela 1 - Caracterização amostral de mulheres com e sem Síndrome da Dor no Grande Trocânter65

Tabela 2 - Variáveis espaço-temporais da marcha de mulheres com e sem Síndrome da Dor no Grande Trocânter68

Tabela 3 - Variáveis do Centro de marcha durante da marcha de mulheres com e sem Síndrome da Dor no Grande Trocânter68

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

SDGT	Síndrome da Dor no Grande Trocânter
LSD	<i>Lateral Step Down</i>
FSD	<i>Forward Step Down (FSD)</i>
FABER	Flexão, abdução e rotação externa de quadril
VISA-G	<i>Victorian Institute of Sport Assessment – Gluteal Tendinopathy</i>
GTPS	<i>Greater Trochanteric Pain Syndrome</i>
SPM	<i>Statistical Parametric Mapping (SPM)</i>

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 OBJETIVOS	19
3 HIPÓTESES	20
4 REVISÃO DE LITERATURA - CONTEXTUALIZAÇÃO	21
4.1 CARACTERIZAÇÃO DA SÍNDROME DA DOR NO GRANDE TROCÂTER	21
4.2. ETIOLOGIA..	21
4.3 DIAGNÓSTICO	22
4.4 ALTERAÇÕES BIOMECÂNICAS NA SDGT	23
4.5 AVALIAÇÃO DA CAPACIDADE FUNCIONAL POR QUESTIONÁRIOS NA SDGT	24
4.6 ANÁLISE CINEMÁTICA DOS TESTES EM STEP	25
4.7 ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA	28
5 ARTIGO 1	32
6 ARTIGO 2	55
CONCLUSÃO GERAL	82
REFERÊNCIAS	83
APÊNDICES	89
APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	90
APÊNDICE B – Ficha de Avaliação	92
ANEXOS	93
ANEXO A – Questionário VISA-G	94

1 INTRODUÇÃO

A Síndrome da Dor no Grande Trocânter (SDGT), mais conhecida como Dor Lateral do Quadril, é uma causa comum de dor em mulheres de meia-idade ativas, principalmente entre a quarta e a sexta décadas de vida. A prevalência unilateral e bilateral está entre 15% e 8,5%, respectivamente (1), com presença de maior sensibilidade na região do trato iliotibial, dor no joelho ou na região lombar (2). Esses fatores, aliados a padrões de sobrecarga mecânica, podem contribuir para alterações estruturais nos tecidos locais. Nesse contexto, a SDGT pode envolver alterações crônicas nos músculos e tendões abdutores do quadril devido às suas características e posições anatômicas (2,3), e por desempenharem papel fundamental na estabilização pélvica (3,4).

Estudos têm mostrado que indivíduos com SDGT apresentam piores níveis de qualidade de vida, força física e funcionalidade quando comparados aos saudáveis (5). Esta condição acarreta comprometimento funcional importante, e atividades básicas como permanecer muito tempo sentado ou em pé, deitar-se de lado ao dormir, caminhar ou subir e descer escadas apresentam limitações e dor (4), atividades que deveriam ser consideradas nas avaliações clínicas e funcionais. Embora limitações na força muscular, mobilidade articular e de atividades funcionais como subir e descer escadas possam ser associadas à SDGT, a quantificação dessas variáveis de maneira isolada não permite a compreensão adequada das alterações musculoesqueléticas e dos movimentos articulares (6,7). Neste sentido, testes funcionais em step, que simulam a descida de degrau, e a análise da marcha possibilitam melhor compreensão da limitação funcional e permitem medir de forma quantitativa os desfechos do movimento.

Aponta-se que uma limitação funcional importante na SDGT é a atividade de subida e descida de degraus, que podem ser avaliadas por meio de testes em step, ferramentas clínicas bem-sucedidas para avaliar componentes do controle da pelve e dos membros inferiores, pois simulam atividades de vida diária e tarefas em degraus. Esses testes possuem confiabilidade moderada a alta (ICC 0,59 – 0,81) (8,9). Os testes em step mais utilizados são o *Lateral Step Down* (LSD) e *Forward Step Down* (FSD), que impõem demandas para o controle da pelve e quadril, além de avaliarem a habilidade motora do joelho e tornozelo (10). O LSD é

apontado como mais desafiador para o complexo pelve e quadril (11), enquanto o FSD exige mais das estruturas distais, principalmente tornozelo (12).

Estudos prévios com tarefas que exigem maior controle pélvico, como a manutenção de apoio unipodal, encontraram maior angulação de adução e rotação interna de quadril durante a execução do LSD em mulheres com SDGT comparadas a controles (13). Embora esses testes sejam amplamente utilizados para avaliar controle da pelve e dos membros inferiores em outras disfunções musculoesqueléticas, nenhum estudo avaliou as tarefas em step em indivíduos com SDGT. Dessa forma, ainda não se conhece como os segmentos proximais (pelve e quadril) e distais (joelho e tornozelo) se comportam durante essas tarefas em pacientes com SDGT, nem como possíveis compensações podem influenciar a mecânica global do membro inferior.

Em adição aos testes em step, a avaliação da marcha é uma tarefa funcional importante e sua análise completa é crucial para entender o impacto global da SDGT. Sua avaliação pode ser realizada, com a análise cinemática, considerada padrão ouro (14). Por meio dela, é possível quantificar os ângulos articulares nas fases de apoio e balanço, bem como analisar variáveis do centro de massa que trazem informações relativas ao controle postural do indivíduo (15). Além das variáveis angulares, informações espaço-temporais como número de passos, comprimento do passo, largura do passo, cadência (número de passos por minuto) e velocidade são valiosas, pois permitem compreender a eficiência da marcha. Alterações nesses parâmetros podem indicar disfunções musculoesqueléticas associadas a lesões (16).

Estudos prévios na SDGT apontam que na marcha ocorre maior adução e rotação interna do quadril ao longo da fase de apoio (17), que pode estar associada a maior demanda de tração em estruturas ativas e passivas dos músculos abdutores do quadril, pela maior solicitação mecânica para controle do alinhamento pélvico (18). Os mesmos achados foram encontrados por Allison et al. (19) que compararam as diferenças na marcha entre indivíduos com SDGT e com osteoartrite de quadril, e estabeleceram maior adução e maior rotação interna do quadril ao longo da fase de apoio na SDGT. No entanto, as evidências são limitadas em relação aos segmentos distais do membro inferior (joelho e tornozelo) durante a marcha em indivíduos com SDGT, nem que tenham analisado as variáveis do centro de massa em conjunto com os parâmetros espaço-temporais, limitando a

compreensão integral das alterações funcionais nesses pacientes.

Uma revisão sistemática sobre achados clínicos da SDGT (20) concluiu que ainda existem poucos estudos transversais com o tema e que os resultados existentes apontam como principais achados a redução da força e alteração da ativação muscular dos abdutores do quadril; aumento de adução do quadril durante a fase de apoio da marcha e alterações de estabilidade pélvica. Observa-se que a literatura ainda é limitada no que se refere à investigação das alterações angulares em movimentos de descida de degraus, como nos testes de step, ou que analisem os movimentos do tornozelo e joelho em testes funcionais e na marcha, para assim, observar alterações em todo o eixo do membro inferior, que pode influenciar na mecânica e desempenho funcional. Além disso, as informações dos parâmetros de marcha nessa população ainda são insuficientes uma vez que achados relacionados as variáveis espaço-temporais e de controle postural são limitados.

2 OBJETIVOS

Estudo 1:

- Comparar as variáveis angulares da pelve, quadril, joelho e tornozelo durante execução dos testes *Lateral Step Down* (LSD) e *Forward Step Down* (FSD) em mulheres com e sem GTPS;
- Investigar diferenças angulares dos segmentos do membro inferior durante a execução dos testes em step (LSD e FSD) entre mulheres com e sem SDGT, por meio do *Statistical Parametric Mapping* (SPM).

Estudo 2:

- Comparar as variáveis angulares da pelve, quadril, joelho e tornozelo durante a marcha de mulheres com e sem SDGT.
- Avaliar as séries temporais de ângulos articulares dos segmentos do membro inferior durante as fases de apoio e balanço da marcha, por meio do *Statistical Parametric Mapping* (SPM).
- Comparar as variáveis de centro de massa durante a marcha entre mulheres com e sem SDGT.
- Investigar se existem diferenças dos valores espaço-temporais para a marcha (cadência, velocidade, tempo de apoio, balanço, comprimento do passo, passada e largura da base de apoio) entre mulheres com e sem SDGT.

3 HIPÓTESES DO ESTUDO

Estudo 1:

- Acredita-se que mulheres com SDGT apresentem maior queda pélvica, adução e rotação interna do quadril, maior flexão do joelho e menor dorsiflexão do tornozelo durante a execução dos testes LSD e FSD. Espera-se que os padrões de maiores ângulos pélvicos e de quadril e joelho, e menores ângulos de tornozelo, sejam identificáveis por meio do *Statistical Parametric Mapping* (SPM).

Estudo 2:

- Hipotetiza-se que mulheres com SDGT durante a marcha, apresentarão maiores ângulos de queda pélvica contralateral, maiores ângulos de adução e rotação interna do quadril, ângulos reduzidos de extensão do joelho e dorsiflexão do tornozelo, bem como menor duração da fase de balanço, menor comprimento do passo e passada. Para o centro de massa, espera-se maiores amplitudes de deslocamento, maiores picos de velocidade e aceleração mediolaterais.

4 REVISÃO DE LITERATURA - CONTEXTUALIZAÇÃO

4.1 CARACTERIZAÇÃO DA SINDROME DE DOR NO GRANDE TROCÂNTER

A dor lateral no quadril em mulheres foi diagnosticada como bursite trocantérica por muito tempo. Entretanto, evidências de acometimentos de outros tecidos contráteis e casos sem comprometimento tecidual ou inflamação, fizeram com que esta condição passasse a ser chamada de “Síndrome de Dor no Grande Trocânter” (SDGT). A síndrome é debilitante e crônica, em um número substancial de pacientes, observada em populações ativas e inativas (21–23), principalmente entre a quarta e a sexta décadas de vida. A duração média dos sintomas antes do tratamento varia de 7,1 semanas a 4,4 anos (1). Em relação ao padrão crônico dos sintomas, Ferrer-Peña et. al. (24) descreveram a influência da percepção de dor sobre esta condição, e apontam que indivíduos com SDGT perceberam maior interferência da dor em suas vidas. A dor afeta as atividades de vida diária e contribui para o declínio funcional, de modo que mulheres com SDGT apresentam níveis inferiores de força física e funcionalidade quando comparadas a indivíduos saudáveis (20).

É uma queixa frequente nos serviços de saúde, pode alcançar entre 10 e 20% dos usuários (25), e acomete 1,8 a cada 1.000 pacientes anualmente (26). A probabilidade é cinco vezes maior no sexo feminino (25,27) e acredita-se que exista influência da conformação pélvica (25) por aumentar as tensões mecânicas em tarefas funcionais como subida e descida de escadas e rampas (20,26) e em função de efeitos hormonais (2,26). Impacta negativamente a capacidade de trabalho, de atividade física, o sono e a qualidade de vida (27), com consequências a longo prazo para a saúde e bem-estar (5). Está associada a grande prejuízo nas atividades diárias e a uma qualidade de vida ruim devido à dor e ao comprometimento físico (25).

4.2 ETIOLOGIA

A etiologia desta condição degenerativa tem sido estabelecida como multifatorial, com componentes intrínsecos e extrínsecos. As principais hipóteses levantadas na literatura são a sobrecarga mecânica devido alterações anatômicas e

funcionais atreladas a fatores como atividade repetitiva, sedentarismo e influências hormonais (27,28). Está ligada à fricção repetitiva entre o trocânter maior e a banda iliotibial, que podem causar microtraumas do tendão glúteo no local de inserção do trocânter maior do fêmur (29). Embora a patogênese não seja completamente compreendida, os sintomas estão associados à dor miofascial (1).

Pode estar associada à tendinopatia do glúteo médio e mínimo, bursite trocantéricas, lacerações glúteas e ressalto externo do quadril. Outros estudos sugerem alterações na inserção do tendão do músculo glúteo médio, que é menor em mulheres e tem menor braço de alavanca biomecânica (2,4,30–33). Ainda, aponta-se que indivíduos com diminuição do ângulo colo-diafisário também apresentam desvantagem mecânica que pode predispor à SDGT (34). Entretanto, muitas mulheres com SDGT não apresentam alterações em exames de imagem o que ressalta o caráter sindrômico e a interação de fatores biomecânicos e funcionais em sua fisiopatologia (31–33).

Em relação aos fatores anatômicos, a maior largura pélvica favorece a alteração do eixo mecânico do fêmur e pode influenciar na adução excessiva do quadril durante atividades funcionais, esses fatores podem favorecer a sobrecarga e impactar na função dos abdutores além de aumentar a tensão mecânica (17). Além disso, a sobrecarga mecânica pode ser causada pelo controle anormal dos movimentos do quadril e da pelve e parâmetros neuromusculares deficientes. Até mesmo a redução na estabilidade óssea intrínseca do quadril foi relacionada ao aumento no risco de desenvolver a SDGT (35).

4.3 DIAGNÓSTICO CLÍNICO

Atualmente, o diagnóstico de SDGT é baseado principalmente na história clínica e exame físico. Os exames de imagem pouco se relacionam com as reais queixas algicas ou funcionais, já que mulheres com e sem SDGT podem apresentar os mesmos achados de imagem (33). Os exames de imagem podem identificar alterações estruturais associadas à SDGT, porém o seu valor diagnóstico é limitado. Dessa forma, os exames de imagem não são recomendados como ferramentas isoladas para confirmação ou exclusão do diagnóstico de SDGT, e devem ser utilizados preferencialmente para descartar outras causas de dor ou em casos refratários ao tratamento conservador. Assim, a avaliação clínica, por meio de

testes físicos específicos, permanece a base para o diagnóstico confiável da condição (30,33).

Segundo Grimaldi et al. (4) o diagnóstico de SDGT pode ser firmado investigando se o paciente apresenta histórico de dor lateral no quadril, sem dificuldades para calçar sapatos ou meias. Ao exame clínico, a palpação do grande trocânter e a execução do teste de FABER (flexão, abdução e rotação externa de quadril), devem reproduzir a dor comumente experimentada pelo indivíduo. A atividade referida pelos indivíduos com tendinopatia do glúteo que mais provoca a dor é deitar-se sobre o lado acometido, mas também relatam dificuldade para ficar em pé, andar, subir ou descer escadas e se sentar (30). Uma revisão sobre ferramentas diagnósticas (36) aponta que o uso conjunto do teste de Faber; Teste de Rotação Externa Resistida, Teste de Abdução Isométrica Resistida, Teste de Apoio Unipodal durante 30 segundos, possuem alto valor preditivo para diagnóstico clínico da SDGT (36). Assim, direcionar corretamente a investigação semiológica (37), bem como realizar uma avaliação cuidadosa da história do paciente, de exames e avaliação diagnóstica focada no exame físico são essenciais para um diagnóstico preciso (29).

4.4 ALTERAÇÕES BIOMECÂNICAS NA SDGT

Alterações biomecânicas podem ser caracterizadas pelas mudanças ou disfunções nos padrões normais de movimento do corpo. Christopher et al. apontam que alterações de força muscular, amplitude de movimento, flexibilidade e alinhamento corporal estão associadas às lesões em membros inferiores (38). A hipótese de alterações biomecânicas é levantada como os principais fatores envolvidos na SDGT. Estudos prévios destacam que maior largura pélvica e menor tendão de inserção do glúteo médio (34) favorecem a maior adução de quadril em mulheres e a alteração do eixo mecânico de fêmur, com sobrecarga dos músculos abdutores para estabilizar a pelve no plano frontal, uma vez que o glúteo médio é o principal músculo envolvido nessa função. Destaca-se que o músculo glúteo médio é importante na estabilização pélvica durante a marcha, corrida, manutenção do equilíbrio e função das extremidades inferiores (39), por isso é muito solicitado e pode ser o local de alterações inflamatórias ou degenerativas, relacionadas à dor lateral no quadril e à SDGT.

Aponta-se também que as tarefas de subida e descida de degraus podem estar prejudicadas em indivíduos com SDGT pois requerem controle da pelve em apoio unipodal. Allison et al. (40) observaram maior angulação de tronco em flexão e maior adução do quadril na subida de degraus. Além disso, o apoio unipodal estático de 30 segundos está relacionado a maior adução de quadril e queda pélvica contralateral, o que aponta para a instabilidade pélvica (13). Esses estudos mostram disfunções biomecânicas que podem estar associadas a fatores anatômicos e mecânicos intrínsecos, bem como fatores extrínsecos como fraqueza dos abdutores, fadiga muscular dos estabilizadores pélvicos e dor na região lateral do quadril.

Allison et al. (17) avaliaram a cinemática e cinética da marcha em mulheres com SDGT e encontraram maior adução do quadril ao longo da fase de apoio, que pode ser um dos motivos para a maior demanda de tração em estruturas ativas e passivas dos músculos abdutores do quadril, pois há maior solicitação mecânica para controlar o alinhamento pélvico (41). Os mesmos achados foram encontrados no estudo mais recente de Allison et al. (19) que comparou as diferenças biomecânicas na marcha entre indivíduos com SDGT e indivíduos com osteoartrite de quadril. Essas variáveis foram maiores no grupo SDGT além de maior rotação interna do quadril, redução da velocidade e comprimento do passo e maior adução de quadril na fase de apoio. Entretanto, a evidência é limitada quanto à análise dos segmentos distais segmentos distais (joelho e tornozelo), para uma maior elucidação de possíveis alterações na cadeia cinética de todo o membro inferior durante execução de tarefas funcionais afetadas na SDGT.

4.5 AVALIAÇÃO DA CAPACIDADE FUNCIONAL POR QUESTIONÁRIOS NA SDGT

A avaliação funcional pode ser associada à análise da força muscular e mobilidade articular. No entanto, a quantificação da força muscular e da amplitude de movimento, de maneira isolada, não permite adequada compreensão das alterações funcionais (42). Nesse sentido, questionários são utilizados para avaliar a capacidade funcional de várias populações.

Medidas de autorrelato, também conhecidas como resultados relatados pelo paciente, são meios comuns de coletar a percepção do paciente sobre suas deficiências, função/atividades e qualidade de vida. Elas são frequentemente preferidas devido ao tempo, custo e facilidade de administração

(43,44). As medidas de autorrelato são valiosas para definir a perspectiva de mudança do paciente, mas são conhecidas por serem afetadas pela dor e por não estarem relacionadas ao desempenho real. Cabe destacar que as medidas de autorrelato não são consideradas cegas, já que o paciente sabe o seu nível de dor e incapacidade, e o que está sendo perguntado e respondido (45).

Os questionários *Victorian Institute of Sport Assessment* (VISA) são ferramentas amplamente utilizadas para avaliar a função em diversas disfunções musculoesqueléticas. Nesse contexto, o *Gluteal Tendinopathy Questionnaire for Greater Trochanteric Pain Syndrome* (VISA-G) foi originalmente desenvolvido na Austrália e tem se mostrado uma ferramenta válida, confiável e responsiva, amplamente utilizada para fins de pesquisa e na prática clínica para avaliar pacientes submetidos ao tratamento conservador e cirúrgico da SDGT (5). O VISA-G foi traduzido, adaptado transculturalmente e validado para o português brasileiro, mostrando-se um instrumento válido e confiável para avaliar a incapacidade em indivíduos com SDGT. Entretanto, o VISA-G apresentou baixa responsividade, o que indica que ele pode ter limitação em discriminar mudanças clínicas significativas ou diferenciar completamente entre indivíduos com e sem dor no grande trocânter (46). O questionário é composto por oito perguntas que devem ser respondidas pelo paciente, com uma questão relacionada a dor, cinco questões relacionadas à limitação de atividade e duas questões relacionadas à limitação de participação. A pontuação final varia de 0 (pior capacidade funcional) a 100 (melhor capacidade funcional).

4.6 ANÁLISE CINEMÁTICA DOS TESTES EM STEP

Os testes funcionais, são definidos como instrumentos utilizados para obter dados que permitam medir o rendimento, a competência, a capacidade ou a conduta dos indivíduos de forma quantitativa e qualitativa, possibilitam melhor compreensão da limitação funcional de maneira simples e com baixo custo. Os testes funcionais avaliam a função baseados no desempenho de uma tarefa (47,48) e quantificam o desempenho muscular (49). Na SDGT, estudos prévios utilizaram testes funcionais com o objetivo de avaliar equilíbrio dinâmico e capacidade em atividades de vida diária. Peña et al. (24) encontraram pior equilíbrio dinâmico avaliado pelo *Star Excursion Balance Test*, pior desempenho nos testes sentar-se e

levantar-se de cinco repetições e no teste de caminhada de 20 metros. O estudo de Silva et al. (42) encontrou pior desempenho nos testes de subida e descida de escada, *Timed Up and Go* (TUG) e no teste de sentar-se e levantar-se de 30 segundos.

Outra ferramenta utilizada para avaliação funcional dos membros inferiores são os testes em *step down*, que avaliam, de maneira qualitativa, os movimentos dos membros inferiores. Os testes *Lateral Step Down* (LSD) e o *Forward Step Down* (FSD) são bem conhecidos e amplamente utilizados em condições musculoesqueléticas (9,11,50,51) e têm se mostrado confiáveis e reprodutíveis em diversas lesões musculoesqueléticas (9,10,52). Sua importância está em requerer um controle eficaz da pelve enquanto um membro inferior está em apoio no step e o outro desce em direção ao solo, o que justifica seu uso em lesões do complexo pelve-quadril.

Para ambos, LSD e FSD, o membro inferior a ser testado é o que estará em cadeia cinética fechada, ou seja, apoiado no step, enquanto o membro inferior não testado deverá descer do step até o solo de maneira controlada e, após essa etapa, retornar à posição inicial. Para execução, o avaliado é posicionado sobre um step de 15 centímetros e deve realizar a descida da perna não testada até tocar o calcanhar no solo e retornar para o step (figura 1). Para fins de avaliação, durante a execução é orientado não fornecer feedback corretivo e o avaliado deve executar em uma velocidade auto selecionada (10). Tentativas de familiarização são executadas antes da avaliação e geralmente, é realizado mais de um ciclo. Aponta-se que seis repetições é um número bastante citado na literatura (10).

A descida de degrau exige controle do quadril e da pelve, e pode gerar cargas adicionais no joelho e tornozelo (12). Além disso a pelve e quadril parecem ser mais solicitadas no LSD, enquanto o FSD impõe mais sobrecarga no joelho e tornozelo (11). Por meio destes testes pode-se observar o comportamento das articulações distais, sua relação e padrões compensatórios em articulações proximais.



Figura 1. A) *Testes Forward* e B) *Lateral Step Down*.

Fonte: arquivo pessoal

Em adição, a análise cinemática tridimensional dos testes LSD e FSD permite avaliação detalhada durante a execução do movimento, e pode dar informações importantes sobre compensações entre os segmentos dos membros inferiores e tronco. Em lesões do quadril, estudos prévios relatam alterações angulares, como a redução da flexão do quadril em pacientes com impacto femoroacetabular (53). Além disso, pacientes que realizaram artroscopia de quadril apresentaram maior inclinação pélvica anterior (tilt anterior) e rotação externa do quadril (54). Lebleu et al. (55) encontraram padrão compensatório com maior adução do quadril e queda pélvica durante a tarefa de FSD em indivíduos saudáveis com dorsiflexão limitada. Já, na tarefa de LSD, indivíduos com dorsiflexão limitada apresentaram maior adução do quadril e menor flexão do joelho (56). Estes resultados apontam a importância de avaliar o membro inferior como um todo, para estabelecer as alterações e possíveis associações entre movimentos e posições articulares.

Entretanto, na SDGT, ainda não foram publicados resultados de análise cinemática durante os testes LSD e FSD, nem tão pouco com as avaliações do joelho e tornozelo. Dessa forma, investigar o desempenho de mulheres com

SDGT por meio da análise cinemática tridimensional nessas tarefas pode contribuir para uma melhor compreensão dos mecanismos biomecânicos envolvidos.

4.7 ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA

A fase de apoio da marcha corresponde em média a 60% do seu ciclo e possui subfases: a fase de contato inicial, reposta a carga, apoio médio, apoio final e pré balanço. Assim, na fase de apoio (contato inicial, reposta a carga, apoio médio, apoio final) o membro inferior estará em cadeia cinética fechada, em processo de desaceleração e controle excêntrico. Na fase de pré balanço, transição da fase de apoio final para balanço, ocorre a impulsão e controle concêntrico. Em qualquer momento da marcha a mobilidade articular é fundamental, principalmente para absorção de impacto, controle muscular e equilíbrio, de forma que a articulação destaque para essas demandas é o tornozelo (16).

A fase de balanço corresponde em média a 40% do ciclo e tem-se como subfases os balanços inicial, médio e final. Agora, a perna está em cadeia cinética aberta e para executar essa fase com eficiência, a mobilidade principalmente em flexão de quadril e joelho, somada a força muscular concêntrica, além de controle de tronco e equilíbrio serão importantes. Essas fases ocorrem de maneira alternada e coordenada entre os membros inferiores (16). A figura 2 apresenta todas as fases da marcha de forma sequencial.

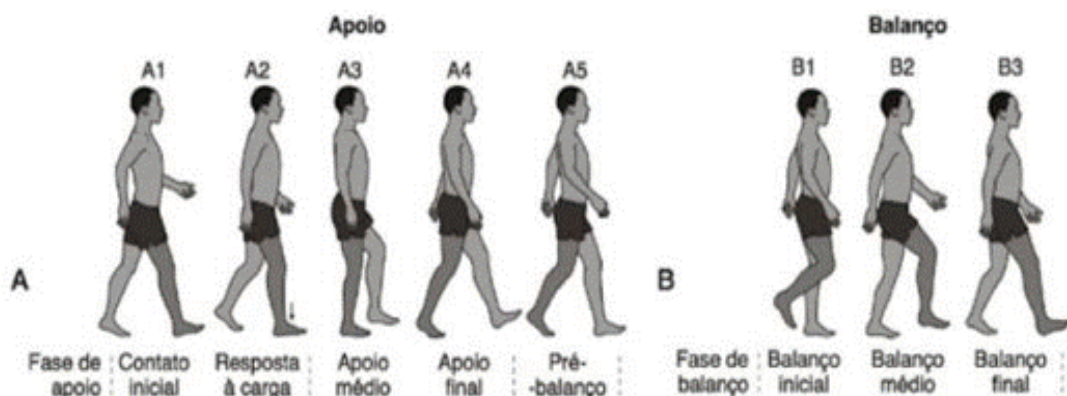


Figura 2. Fases da marcha humana.

Fonte: Laboratório de movimento funcional humano. fases da marcha humana. [s.l.: s.n.], 2018.

A análise da marcha é amplamente utilizada como ferramenta de avaliação clínica para analisar disfunções, estabelecer prognósticos e auxiliar a programar intervenções. A análise cinemática é considerada padrão ouro para avaliação da marcha (14), e apresenta parâmetros espaço-temporais, de oscilação do centro de massa e valores angulares. Por meio de um sistema de captura, softwares e marcadores, é possível extrair as variáveis espaço-temporais de cada ciclo e as variáveis angulares articulares em cada subfase da marcha (16,57). Disfunções neuromusculares ou musculoesqueléticas podem afetar diversas variáveis dessa importante tarefa funcional. Essas alterações podem afetar o padrão e eficiência da marcha.

Os parâmetros espaço-temporais incluem a avaliação da velocidade da marcha, comprimento da passada, cadência, entre outros. A velocidade da marcha em metros por segundo (m/s) corresponde a distância percorrida por unidade de tempo, enquanto o comprimento do passo corresponde a distância entre sucessivos contatos do calcanhar do mesmo membro. Já o comprimento da passada é a distância entre dois sucessivos contatos do mesmo pé. A cadência se refere ao número de passos por unidade de tempo e o tempo de passada é definido como o tempo entre o primeiro contato de dois passos sucessivos do mesmo pé, medido em milissegundos (16).

Outra variável importante é o centro de massa (CoM) que pode ser definido como o ponto teórico que representa a localização média da massa corporal e integra os movimentos de todos os segmentos, funcionando como um índice global do controle postural e locomotor (15). Sua análise pode ser realizada por diferentes abordagens, incluindo integração das forças de reação do solo em plataformas de força ou, por captura tridimensional de movimento com marcadores corporais, utilizando modelos segmentares antropométricos (58). A partir dessas estimativas, é possível extrair variáveis com valor clínico em populações com lesões musculoesqueléticas, como amplitude de deslocamento (trajetória pico-a-pico) nos eixos mediolateral, anteroposterior e vertical, velocidade média e máxima, e picos de aceleração do CoM.

No contexto de lesões de quadril, Higgs et al. (59) analisaram as contribuições individuais dos músculos para a aceleração do CoM durante a marcha e observaram que, em indivíduos com osteoartrite, músculos como reto femoral, bíceps femoral, Iliopsoas e gastrocnêmio contribuíram menos para as acelerações

no plano anteroposterior do CoM, enquanto o glúteo máximo apresentou maior contribuição para a aceleração vertical, refletindo estratégias compensatórias específicas. De forma complementar, outros autores quantificaram as trajetórias do CoM durante o teste de sentar-se e levantar-se antes e após a artroplastia total de quadril, observando maiores deslocamentos medial-lateral e anteroposterior antes da cirurgia e persistência parcial de assimetrias após a intervenção (60). Assim, a análise do CoM surge como um marcador sensível e integrador para caracterizar déficits motores, estratégias compensatórias e risco funcional em diferentes condições musculoesqueléticas, útil para avaliação clínica, planejamento de intervenção e monitoramento de reabilitação.

Além dessas variáveis a análise angular das articulações é essencial para a avaliação cinemática da marcha. Essa abordagem permite quantificar os ângulos de movimento da pelve, quadril, joelho e tornozelo ao longo de cada subfase do ciclo da marcha, oferece informações sobre amplitude articular, padrões de flexão-extensão, adução-abdução e rotação interna-externa. Tais medidas são fundamentais para identificar compensações, déficits de mobilidade e estratégias de controle motor que não podem ser detectadas apenas por variáveis espaço-temporais. Dessa forma, a análise angular complementa a avaliação da marcha, proporcionando uma visão detalhada da função articular e auxiliando no diagnóstico funcional, no planejamento de intervenções terapêuticas e no monitoramento da reabilitação em diferentes condições musculoesqueléticas. Diversos estudos com cinemática da marcha já foram conduzidos em populações com disfunções musculoesqueléticas como artroplastia de quadril (61), lesão do ligamento cruzado anterior (62), impacto femoroacetabular (63,64), entre outras. Na SDGT estudos prévios com análise de marcha encontraram maior adução e rotação interna do quadril na fase de apoio (17,19), mas ainda não se sabe sobre as alterações no joelho e tornozelo, bem como resultados que comparam as variáveis espaço-temporais da marcha nessa população.

Dessa forma, a análise da cinemática da marcha é uma ferramenta clínica e de pesquisa essencial para a identificação de alterações funcionais nas disfunções musculoesqueléticas. Ao permitir a quantificação precisa das variáveis espaço-temporais e articulares ao longo das fases do ciclo da marcha, essa análise fornece desfechos para o diagnóstico funcional, monitoramento da progressão de patologias e avaliação da eficácia de intervenções terapêuticas. Considerando os

achados já descritos em diferentes populações com disfunções do sistema musculoesquelético, justifica-se a importância de expandir a investigação sobre alterações biomecânicas da marcha na SDGT.

5 ARTIGO 1

Manuscrito submetido para a revista *Clinical Biomechanics* – FI 1.4.

LOWER LIMB ANGULAR ANALYSIS DURING LATERAL AND FORWARD STEP-DOWN TESTS IN WOMEN WITH AND WITHOUT GREATER TROCHANTERIC PAIN SYNDROME

Running Title: Lower-limb kinematics in women with GTPS

Amanda Paula Ricardo Rodrigues da Cunha^{1*}, Laryssa Oliveira Silva¹, Alexandre Roberto Marcondes Pelegrineli², Felipe Arruda Moura³, Christiane de Souza Guerino Macedo¹

¹Associated Postgraduate Program in Rehabilitation Sciences, UEL-UNOPAR

²Associated Postgraduate Program in Physical Education, UEM-UEL; State University of Maringá – Brazil

³Department of Sports Sciences, State University of Londrina – Brazil

*Corresponding author:

Amanda P.R.R. da Cunha

Department of Physiotherapy, State University of Londrina

Av. Robert Koch, 60, Londrina – Paraná, Brazil, CEP 86038-350

E-mail: paulaamandaricardo@gmail.com

Manuscript type: Original Research Article

Word count:

Abstract: 250 words

Main text: 3,121

References: 47

Figures and tables: 6

Abstract

Background: Greater Trochanteric Pain Syndrome (GTPS) is a common condition among women aged 35–60 years and frequently leads to pain during functional tasks such as stair ascent and descent. This study aimed to compare the angular kinematics of the pelvis, hip, knee, and ankle between women with and without GTPS during two step-down tasks: a lateral task and a forward task. **Methods:** Sixteen women with GTPS (mean age 49.5 years; weight 65.0 kg; height 1.60 m) and sixteen women without GTPS (mean age 43.5 years; weight 68.5 kg; height 1.59 m) underwent three-dimensional kinematic assessment of pelvic, hip, knee, and ankle motion during both tasks. Group comparisons were performed using non-parametric tests and statistical analyses of the full movement trajectories. **Findings:** No significant group differences were observed for minimum or maximum joint angles ($P > 0.05$). However, temporal analyses of the movement waveforms identified significant differences in joint motion ($P < 0.01$). During the lateral descent task, women with GTPS showed greater hip flexion, increased hip internal rotation, greater knee flexion, and reduced ankle dorsiflexion. During the forward descent task, they demonstrated reduced anterior pelvic tilt, greater hip internal rotation, and decreased ankle dorsiflexion. **Interpretation:** Temporal analysis revealed alterations across the lower-limb joints during both tasks in women with GTPS. These findings may reflect mechanical factors associated with the condition or compensatory movement strategies. The results highlight the importance of evaluating all lower-limb joints, rather than focusing solely on the hip, during functional assessments in women with GTPS.

Key words: hip, tendinopathy, assessment, biomechanical phenomena, physical therapy.

Introduction

Greater trochanteric pain syndrome (GTPS), also referred to as lateral hip pain, is associated with mechanical overload of the lower limbs. Individuals with GTPS often exhibit altered motor control of lower limb movements and impaired neuromuscular patterns (1–3). Changes in trunk and pelvic kinematics during gait have also been observed (4). Pelvic control deficits are notable (1,5), particularly with increased hip adduction during functional tasks (2,4,5), which may affect postural control, balance, and the mechanical axis of the lower limb during various dynamic activities (6,7), and along with impaired dynamic balance in single-leg support control (8).

GTPS is associated with functional limitations, particularly during tasks that require lumbopelvic stability and coordinated lower limb involvement. In this context, step-down tests represent functionally relevant assessments for this population, as they are clinically effective for evaluating pelvic and lower limb control. They are widely used in clinical settings due to their accessibility and ability to provide valuable information on movement quality while simulating daily activities involving stepping. These tests have demonstrated moderate to high reliability (ICC: 0.59–0.81) (9–11).

The most commonly used step-down tests in musculoskeletal conditions are the lateral step-down (LSD) and forward step-down (FSD). These tests assess not only the lumbopelvic complex but also the entire lower limb. Through this evaluation, it is possible to observe both the ability of proximal segments to maintain test position and the function of distal segments, which involve adequate range of motion and efficient neuromuscular patterns. Previous studies using step-down tests have demonstrated interactions between proximal and distal segments, such as reduced

range of motion or joint overload in the pelvis-hip complex, as well as in the knee and ankle (12–14).

Although step-down tests are widely used and feasible for investigating proximal and distal lower limb segments, to date, they have not been evaluated kinematically in women with GTPS. Therefore, the present study aimed to compare lower limb kinematic variables in women with and without GTPS during the execution of LSD and FSD tasks. It is hypothesized that women with GTPS will exhibit significant kinematic differences in both proximal and distal segments. Specifically, women with GTPS are expected to demonstrate greater pelvic drop, hip adduction and internal rotation, as reported in previous studies evaluating motor tasks in this population. Distal alterations are also anticipated, including increased knee flexion and reduced ankle dorsiflexion, outcomes that have been observed in other musculoskeletal conditions (12,15,16).

Methods

This is a cross-sectional study that includes clinical and biomechanical components. The participants were informed about the study procedures and provided written informed consent. The study complied with all ethical standards and was approved by the Institutional Ethics Committee (Case No. 5.618.953). Furthermore, it was conducted in accordance with the STROBE guidelines for observational studies. Participant recruitment was conducted through social media outreach between 2022 and 2024, and evaluations were performed at the Applied Biomechanics Laboratory of State University of Londrina.

The sample size was established based on the study *Single leg stance control in individuals with symptomatic Gluteal Tendinopathy* (5). The software used to

calculate was G*Power 3.1.9.7 (Kiel University, Germany), with an alpha level of 0.05 and a test power of 0.80. The calculation was based on the hip adduction angles reported for the gluteal tendinopathy group ($1.5^{\circ} \pm 3.9^{\circ}$) and control group ($-3.2^{\circ} \pm 4.3^{\circ}$), resulting in a minimum required sample size of 14 participants per group. Accounting for potential dropouts, 32 female volunteers were included (GTPSG = 16, CG = 16), aged 35–60 years.

The GTPS group (GTPSG) consisted of participants who reported lateral hip pain rated ≥ 3 on the numerical pain scale (NPS) for at least 3 months and those who experienced pain on palpation of the greater trochanter as well as symptom reproduction during at least one of the following tests: the FABER test (flexion, abduction, and external rotation of the hip), resisted external rotation test, isometric resisted abduction test, or 30-s single-leg stance test (17,18).

Meanwhile, the control group (CG) included women without hip pain or other musculoskeletal pain. Participant selection was performed by two physiotherapists with more than 4 years of experience in musculoskeletal injuries. They were previously trained in assessment procedures. The study exclusion criteria were: history of hip surgery, infection, tumor, trauma, degenerative joint disease, or lower limb or spinal surgery; symptoms compatible with osteoarthritis or intra-articular hip disorders, assessed through participant self-report (e.g., joint locking, restricted range of motion, or difficulty putting on socks and shoes (19); and treatment with corticosteroid injection within the last three months.

Procedures

The participants completed a sample characterization questionnaire, which included data such as age, height, weight, profession and pain. They also rated their

current pain intensity using the NPS from 0 to 10 (20). Furthermore, they completed the Victorian Institute of Sports Assessment–Gluteal Tendinopathy (VISA-G) questionnaire (21,22), which evaluates pain and functional impairment in women with GTPS.

Subsequently, a kinematic assessment was conducted using the LSD and FSD tests. The participants underwent three-dimensional kinematic analysis using the OptiTrack® motion capture system (NaturalPoint, USA), which consisted of eight Prime 13 cameras integrated for real-time image capture. The calibration procedure was performed using a 50 cm calibration wand and a square frame to define the global coordinate system and orient the reference axes. The reference system was oriented as follows: the horizontal axis (Y) was defined as positive forward, the lateral axis (X) as positive to the right, and the vertical axis (Z) as positive upward. The orientation was determined by the cross product of individual vectors representing the X and Y directions. During data collection, the calibration showed an average measurement error of 0.36 mm. Motive Body 1.8.0, operating at a frequency of 120 Hz, was used to track the markers, and Visual3D (C-Motion, Inc., USA) was used to reconstruct the thigh, leg, and foot segments and obtain angular variables. Datas were filtered using a third-order Butterworth low-pass filter with a cutoff frequency of 6 Hz.

Reflective markers were placed on anatomical landmarks, including the anterior and posterior superior iliac spines, first sacral spinous process, greater trochanter, medial and lateral condyles, medial and lateral malleoli, calcaneus, and first, second, and fifth metatarsals (23,24). Marker clusters were used on the distal regions of the thigh and leg segments to minimize artifacts during movement. Using an adhesive tape, the markers were attached to the participants' skin. Prior to data

collection, a static capture was performed for each volunteer for calibration and subsequent data analysis.

To prevent learning bias or muscle fatigue, the order of execution of the LSD and FSD tests was randomized using Random.org. The numerical sequence was placed into sealed and numbered envelopes, which were opened at the beginning of data collection for each participant. To perform the LSD and FSD tests, participants stood in an upright (orthostatic) position on a 15-cm step (15,20). In the LSD test, the tested limb was positioned over the medial–lateral region of the step, whereas the non-tested limb was placed off the step (Figure 1A). In the FSD test, the tested limb was positioned over the medial–anterior region of the step, whereas the non-tested limb was placed off the step (Figure 1B). In the GTPSG, the lower limb with pain complaints was used for analysis. For pairing with the CG, the limb selected for comparison was based on the painful limb of the corresponding GTPSG participant and its preference (preferred or non-preferred). In other words, the control participant was not randomly evaluated on one side; the limb chosen for comparison was specifically matched to the side and preference of the painful limb in the GTPSG participant.

For both tasks, the participants were instructed to place their hands on their hips, lower the heel of the non-tested limb until it lightly touched the floor, and then return to their initial position. Before each task, they completed three familiarization trials to get used to the test movements. Subsequently, six consecutive repetitions were carried out at a self-selected pace, and the motion was recorded (25,26). Four intermediate repetitions were retained for analysis.



Figure 1: A) Forward and B) Lateral Step Down-tests.

Kinematic analysis

Four consecutive repetitions of the LSD and FSD tasks were analyzed. These intermediate repetitions were classified as individual trials based on the vertical position of the L5–S1 marker, which consistently indicated the lowest point of pelvic movement during the task cycle (11,26). Kinematic analysis was restricted to the eccentric phase (step descent) of each repetition. This phase was selected because it represents the period of greatest load absorption and active neuromuscular control, and it is where between-group differences are most consistently observed. This methodological approach is consistent with previous studies that analyzed the eccentric phase of the step-down task in other musculoskeletal conditions, such as patellofemoral pain and femoroacetabular impingement syndrome (13,27). Joint angle time series for the pelvis, hip, knee, and ankle were segmented and time-normalized to 0–100% of the eccentric phase to allow comparisons.

Joint angles were calculated using MATLAB R2022b (MathWorks, Natick, USA) based on Euler angles with a rotation order of Y–X–Z. For the pelvis, movements were defined as pelvic drop/elevation, anterior/posterior tilt, and internal/external rotation on the Y-, X-, and Z-axes, respectively. For the hip, abduction/adduction, flexion/extension, and internal/external rotation occurred on the Y-, X-, and Z-axes, respectively. For the knee and ankle, angles were extracted on the X-axis, representing flexion/extension and plantarflexion/dorsiflexion, respectively.

Statistical analysis

Data were exported to Microsoft® Office Excel 2021 spreadsheets. Minimum and maximum values of the mean joint angles were compared between groups using the Mann–Whitney U test, due to non-normal distribution of these summary values, with significance level set at 5%, conducted in SPSS software, version 20.0. Effect sizes were calculated using Cohen's d, with sizes ≤ 0.49 classified as small, > 0.50 and ≤ 0.79 as moderate, and > 0.80 as large (28).

Time-series analyses of joint angles during the LSD and FSD tasks were conducted using Statistical Parametric Mapping (SPM), with independent samples t-tests performed in MATLAB R2022b (MathWorks, Natick, USA). SPM, originally developed for neuroimaging analyses (29), has been widely applied in biomechanical studies to evaluate continuous angular trajectories over time. Importantly, SPM requires normality of residuals rather than of the raw data themselves, and has been shown to be robust to variability in the original measures (30–31). The significance level was set at 5% ($\alpha = 0.05$).

Results

The initial characterization data were similar between the GTPSG and CG, except for NPS and Visa-G (Table 1).

Table 1. Baseline of women with and without Greater Trochanteric Pain Syndrome.

	GTPSG	CG	<i>p</i> value	Effect size
Age (years)	49.50 (44.50-56.00)	43.50 (38.25 – 50.25)	0.06	0.33
Weight (Kg)	65.00 (56.25 – 75.75)	68.50 (53.75 – 73.00)	0.89	0.02
Height (m)	1.60 (156.75 – 166.25)	1.59 (157.00 – 169.75)	0.85	0.03
BMI (Kg/m ²)	23.99 (20.16 – 25.56)	24.03 (22.33 – 27.21)	0.69	0.06
Pain (NPS)	5.50 (3.25 – 7.00)	0.00 (0.00 – 0.00)	<i>p</i> <0.01	0.89
Visa G	56.50 (49.50 – 64.50)	93.50 (79.25 – 100.00)	<i>p</i> <0.01	0.81

BMI: Body mass index. Kg: kilogram. m: meters. NPS: Numeric Pain Scale. CG: Control Group. GTPSG: Greater Trochanteric Pain Syndrome Group. Variables are expressed in median (interquartile range) and were compared using the Mann-Whitney test.

In the comparison of angular variables at the Y, X, and Z planes (minimum and maximum values) for the pelvis, hip, knee, and ankle, no differences were observed between the groups in the LSD and FSD tests (Tables 2 and 3).

Table 2. Comparison of angular values during LSD between women with and without Greater Trochanteric Payn Syndrome.

Segments	GTPS	GC	<i>P</i> value	Effect Size
Pelvis X max	3.09 (0.21 – 5.08)	6.61 (2.10 – 9.39)	0.14	0.25
Pelvis X min	-5.81 (-6.57 – -3.78)	-3.06 (-8.49 – -0.85)	0.49	0.11
Pelvis Y max	-23.33 (-25.62 – -18.59)	-20.47 (-24.68 – -17.29)	0.52	0.11
Pelvis Y min	-27.94 (34.82 – -23.13)	-26.48 (-30.33 – -22.54)	0.62	0.08
Pelvis Z max	94.28 (92.07 – 95.80)	92.83 (87.58 – 98.78)	0.30	0.17
Pelvis Z min	88.98 (86.63 – 90.52)	86.44 (82.43 – 92.30)	0.38	0.15
Hip X max	53.90 (48.15 – 64.12)	50.37 (41.53 – 57.61)	0.20	0.22
Hip X min	21.99 (17.91 – 26.79)	20.70 (14.29 – 28.30)	0.70	0.06
Hip Y max	14.88 (9.28 – 20.70)	16.84 (13.90 – 20.68)	0.20	0.22
Hip Y min	1.68 (-1.49 – 4.16)	1.29 (-1.13 – 5.79)	0.76	0.05
Hip Z max	7.70 (1.13 – 16.20)	4.69 (0.56 – 13.63)	0.49	0.11
Hip Z min	1.76 (-7.87 – 9.56)	-3.02 (-8.90 – 3.06)	0.30	0.17
Knee X max	61.50 (57.05 – 68.16)	57.72 (50.33 – 68.18)	0.40	0.14
Knee X min	7.20 (0.74 – 9.85)	6.14 (2.25 – 10.43)	0.88	0.02
Ankle Y max	23.78 (21.34 – 28.15)	27.39 (22.60 – 30.68)	0.27	0.19
Ankle Y min	1.95 (-0.73 – 3.86)	2.75 (1.06 – 5.09)	0.49	0.12

GTPSG: Greater Trochanteric Pain Syndrome Group. CG: Control Group. Variables are expressed as median (quartiles). *: significant difference.

Table 3. Comparison of angular values during FSD between women with and without Greater Trochanteric Payn Syndrome.

Segments	GTPS	GC	<i>p</i> value	Effect size
Pelvis X max	5.42 (0.67 – 10.02)	5.39 (3.27 – 11.92)	0.27	0.20
Pelvis X min	-2.12 (-6.76 – 0.76)	-3.99 (-5.98 – -1.57)	0.65	0.17
Pelvis Y max	-20.93 (-23.00 – 15.92)	-19.22 (-22.35 – 15.47)	0.62	0.43
Pelvis Y min	-25.49 (-29.23 – 22.04)	-25.76 (-30.52 – 21.50)	0.82	0.42
Pelvis Z max	99.55 (89.25 – 107.03)	97.33 (84.90 – 106.99)	0.79	0.31
Pelvis Z min	89.11 (80.30 – 92.77)	88.58 (78.01 – 93.96)	0.91	0.14
Hip X max	51.22 (45.42 – 55.45)	47.14 (40.62 – 53.73)	0.49	0.48
Hip X min	22.46 (16.60 – 25.24)	17.47 (14.47 – 23.63)	0.39	0.23
Hip Y max	14.39 (12.15 – 19.23)	19.43 (12.29 – 24.52)	0.10	0.06
Hip Y min	-0.88 (-5.46 – 2.48)	2.10 (-4.21 – 5.70)	0.21	0.33
Hip Z max	6.92 (1.83 – 11.01)	3.28 (-2.42 – 11.82)	0.40	0.23
Hip Z min	-1.10 (-8.51 – 2.63)	-5.82 (-10.26 – 2.87)	0.30	0.24
Knee X max	67.57 (59.71 – 74.39)	61.61 (56.05 – 68.17)	0.20	0.23
Knee X min	7.37 (2.93 – 11.71)	4.05 (2.25 – 12.09)	0.79	0.19
Ankle Y max	27.77 (24.80 – 32.44)	28.39 (22.75 – 30.78)	0.97	0.18
Ankle Y min	2.86 (-0.62 – 6.03)	3.08 (-0.29 – 6.46)	0.94	0.08

GTPSG: Greater Trochanteric Pain Syndrome Group. CG: Control Group. Variables are expressed as median (quartiles). *: significant difference.

However, SPM analysis revealed differences between the groups in the descent phase of LSD and FSD. In the LSD test, the GTPSG showed greater hip flexion (63%–87%) and internal rotation (45%–55%), greater knee flexion (80%–100%), and reduced dorsiflexion (23%–100%) than the CG (Figures 2, e and 4). In the FSD test, the GTPSG showed reduced anterior pelvic tilt throughout the task, increased hip internal rotation (58%–95%), and decreased ankle dorsiflexion (22%–100%) (Figure 2 and 3).

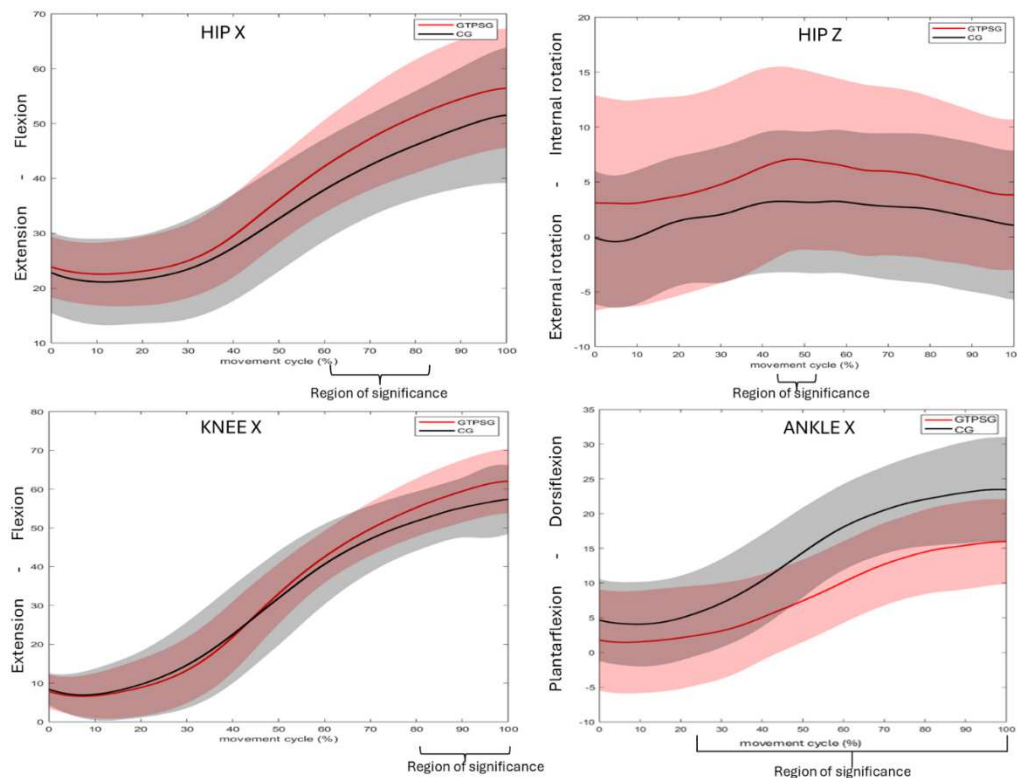


Figure 2: Differences in lower-limb kinematic time series during the descent phase of LSD test between the Greater Trochanteric Pain Syndrome Group (GTPSG) and control group (CG).

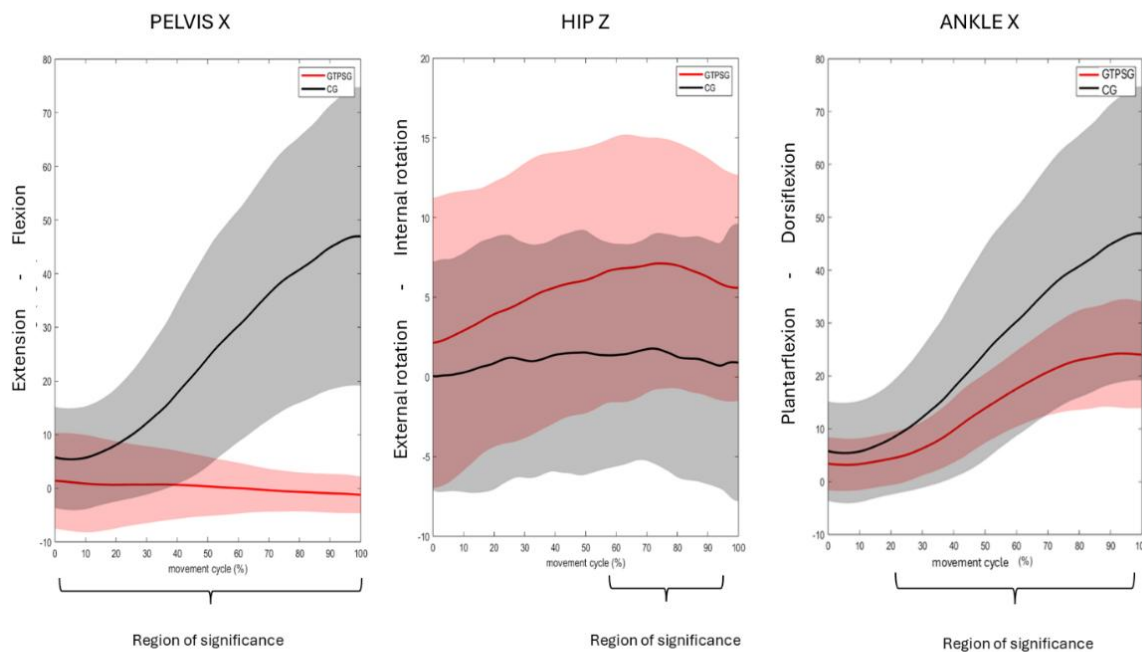


Figure 3: Differences in lower-limb kinematic time series during the descent phase of FSD test between the GTPSG and CG. Greater Trochanteric Pain Syndrome Group (GTPSG); control group (CG).

Discussion

This study analyzed lower-limb angular changes in women with GTPS during the descent phase of the LSD and FSD tests and revealed divergent findings. When evaluating discrete angular values, no significant differences were identified between joints or between tests. However, the SPM analysis detected angular differences in the pelvis, hip, knee, and ankle across both tasks, reinforcing the importance of assessing the entire lower limb. These contrasting results may be explained by the type of analysis employed. While traditional statistical tests compare peak angular values, SPM performs a continuous analysis across the entire time series of movement, without restricting the comparison to discrete points. This approach

allows the identification of significant angular differences throughout task execution. (30,31). Unlike traditional analyses based on discrete variables, SPM considers the entire trajectory of the movement curves and provides statistical inferences about temporal differences in biomechanical variables. In the context of movement analysis and clinical evaluation, these continuous data are fundamental for identifying angular alterations throughout the task. (32,33).

Regarding baseline data, the groups were homogeneous in terms of weight, height, and body mass index (BMI), which supports the internal reliability of the results. These findings are consistent with Miyasaki et al. (34) and Robinson et al. (35), who also reported no differences in weight or BMI between GTPS and control groups. The GTPS group presented moderate chronic pain (mean level 5.50), which may negatively impact functional capacity. This level of pain can interfere not only with activities of daily living but also with the ability to maintain full-time work activities (17).

Evaluation using the VISA-G questionnaire indicated reduced functional capacity in women with GTPS, with a mean score of 56.5 points. This is consistent with previous studies (29,38), reporting mean values of 55, 59.9, and 61 points, respectively. These results align with Grimaldi et al. (17) who reported that lateral hip pain leads to substantial functional impairment in basic activities such as sitting or standing for prolonged periods, lying on the affected side, walking, and ascending or descending stairs. Thus, confirmed the importance of all lower limb assessment, in functional activities, mainly on descending stair, due higher loads of charge absorption, neuromuscular control and kinematics changes associated to hip and knee impairment control in others musculoskeletal conditions, like patellofemoral pain syndrome and femoroacetabular impingement syndrome. (21,22,36).

When comparing mean angular values for the pelvis, hip, knee, and ankle, we did not identify significant differences between groups in the frontal, sagittal, or transverse planes. Similarly, Allison et al. (2) evaluated stair ascent and descent in individuals with GTPS and controls and found no differences in pelvic or hip angular variables. The step-down tests have been investigated in several lower limb conditions, including hip injuries (femoroacetabular impingement) (13,37) knee (patellofemoral pain syndrome), (12,15) and groin pain (14). However, in women with GTPS, no studies to date have analyzed stair descent tasks such as the LSD and FSD, nor have they used SPM analysis. This gap in the literature may help explain the differences observed in our study and adds complexity to the interpretation of these outcomes.

In the present study, SPM allowed the identification of significant angular differences in women with GTPS. In step-down tasks, pelvic control is an important variable to analyze because the unipodal stance requires trunk and hip stability to maintain proper alignment of the supporting limb (6,7). Our results demonstrated reduced anterior pelvic tilt in the GTPS group during the FSD task, which contrasts with previous studies reporting increased anterior pelvic tilt in individuals with pain and hip-related disorders (13). The reduced anterior pelvic tilt observed in our participants may reflect a compensatory strategy, as our data also showed greater hip flexion and internal rotation of the ipsilateral limb. This combined of kinematics alterations may increase proximal demands to maintain pelvic control throughout the task.

Regarding hip movements, our results showed significant differences: women with GTPS demonstrated greater hip flexion during the LSD test and greater hip internal rotation during both the LSD and FSD tests. Similar outcomes have been

reported in patients after hip arthroscopy (37) and in individuals with GTPS, who exhibit increased hip adductor moments and greater internal rotation angles during walking (3). The greater hip internal rotation observed in our participants may represent a compensatory strategy to enhance pelvic stabilization, potentially due to weakness of the hip abductors and external rotators or alterations in neuromuscular control. Consequently, increased hip internal rotation during step descent may contribute to mechanical overload at the greater trochanter, producing greater eccentric tension on the abductors and external rotators and, therefore, increasing pain. However, this hypothesis has not yet been tested.

Another important finding in our study was the greater knee flexion observed during the LSD task. This may be associated with reduced ankle dorsiflexion and reflects a compensatory kinematic adaptations previously described in healthy individuals with dorsiflexion impairments performing the LSD test (15,38,39). Limited dorsiflexion has been linked to several lower-limb injuries, such as patellofemoral pain syndrome and this restriction negatively affects tasks involving squatting and jumping, representing a risk factor for lower-limb injury (15,40). Moreover, the LSD test appears to place greater demands on the knee joint, which may represent a strategy to perform the movement but can also increase patellofemoral joint loading. Over time, this could contribute to the development of other injuries, including patellofemoral pain syndrome and patellar tendinopathy (41,42). It is believed that limited dorsiflexion reduces tibial progression over the talus, compromising the ability to perform squats or absorb impact forces, and leading to compensatory movements in adjacent joints (43-45). These compensatory strategies at the ankle, knee, and hip may contribute to the development or perpetuation of GTPS, as well as represent consequences of this condition. Thus, our results suggest important interactions

among lower-limb joints during step-descent tasks and highlight the importance of a comprehensive assessment that considers the entire kinetic chain.

The present study highlights the importance of functional assessment and demonstrates that biomechanical analysis is valuable not only for identifying joint angles at specific points of a task, but also for understanding the mechanical demands involved in task execution. Such information can guide clinical interventions and help incorporate these variables into rehabilitation planning. In addition, this study addresses an existing gap in the literature regarding kinematic alterations during step-descent functional tasks in women with GTPS, identifying specific differences along the temporal series that relate to the expected demands previously described in the literature.

However, this study presents several limitations that should be considered when interpreting the results. We did not analyze trunk movements, muscle strength, muscle activation, or postural control, variables that could improve the understanding of how movement restrictions affect stabilization during step-down tasks. Additionally, the sample included only women, which limits the generalizability of the findings, although the prevalence of GTPS is significantly higher in women.

Ultimately, these findings reinforce the relevance of step-down functional tests for the assessment of women with GTPS and highlight the importance of quantitative biomechanical analysis, including joint mobility and the interactions among lower-limb joints during task performance. This approach enables the identification of angular alterations across different movement planes, providing valuable information to guide clinical interventions aimed at improving distal mobility in closed-kinetic-chain tasks, optimizing pelvic positioning, and minimizing proximal joint overload at the hip.

Furthermore, future clinical trials could investigate whether improvements in pelvic, hip, and knee control, as well as enhanced ankle mobility, influence angular kinematics in individuals with GTPS.

Conclusion

The present study demonstrated, through time-series analysis using SPM, that during the LSD and FSD step-down tests, women with GTPS exhibit distinct kinematic alterations, including lower anterior pelvic tilt, increased hip flexion and internal rotation, greater knee flexion, and reduced ankle dorsiflexion. These findings highlight—uniquely—the importance of assessing distal lower-limb joints, particularly the knee and ankle, in the evaluation of GTPS.

References

1. Ganderton C, Pizzari T, Harle T, Cook J, Semciw A. A comparison of gluteus medius, gluteus minimus and tensor facia latae muscle activation during gait in post-menopausal women with and without greater trochanteric pain syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2017;33:39–47.
2. Allison K, Vicenzino B, Bennell KL, Wrigley TV, Grimaldi A, Hodges PW. Kinematics and kinetics during stair ascent in individuals with Gluteal Tendinopathy. *Clinical Biomechanics*. dezembro de 2016;40:37–44.
3. Allison K, Hall M, Hodges PW, Wrigley TV, Vicenzino B, Pua YH, et al. Gluteal tendinopathy and hip osteoarthritis: Different pathologies, different hip biomechanics. *Gait and Posture*. 2018;61:459–65.
4. Allison K, Wrigley TV, Vicenzino B, Bennell KL, Grimaldi A, Hodges PW. Kinematics and kinetics during walking in individuals with gluteal tendinopathy. *Clinical Biomechanics*. 2016;32:56–63.
5. Allison K, Bennell KL, Grimaldi A, Vicenzino B, Wrigley TV, Hodges PW. Single leg stance control in individuals with symptomatic gluteal tendinopathy. *Gait & Posture*. setembro de 2016;49:108–13.
6. Moradi Z, Akbari M, Ansari NN, Emrani A, Mohammadi P. Strength of hip muscle groups in sedentary women with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2014;27(3):299–306.
7. Chuter VH, Janse de Jonge XAK. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: A review of the literature. *Gait and Posture*. 2012;36(1):7–15.
8. Ferrer-Peña R, Moreno-Lopez M, Calvo-Lobo C, Lopez-De-Uralde-Villanueva I, Fernandez-Carnero J. Relationship of dynamic balance impairment with pain-related and psychosocial measures in primary care patients with chronic greater trochanteric pain syndrome. *Pain Medicine (United States)*. 2019;20(4):810–7.
9. Silva RLE, Pinheiro YT, Lins CADA, De Oliveira RR, Scattone Silva R. Assessment of quality of movement during a lateral step-down test: Narrative review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. outubro de 2019;23(4):835–43.
10. Herman G, Nakdimon O, Levinger P, Springer S. Agreement of an Evaluation of the Forward-Step-Down Test by a Broad Cohort of Clinicians With That of an Expert Panel. *Journal of Sport Rehabilitation*. agosto de 2016;25(3):227–32.
11. Werner DM, Di Stasi S, Lewis CL, Barrios JA. Test-retest reliability and minimum detectable change for various frontal plane projection angles during dynamic tasks. *Physical Therapy in Sport*. novembro de 2019;40:169–76.

12. Lopes Ferreira C, Barton G, Delgado Borges L, Dos Anjos Rabelo ND, Politti F, Garcia Lucareli PR. Step down tests are the tasks that most differentiate the kinematics of women with patellofemoral pain compared to asymptomatic controls. *Gait & Posture*. julho de 2019;72:129–34.
13. Lewis CL, Loverro KL, Khuu A. Kinematic Differences During Single-Leg Step-Down Between Individuals With Femoroacetabular Impingement Syndrome and Individuals Without Hip Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. abril de 2018;48(4):270–9.
14. Janse Van Rensburg L, Dare M, Louw Q, Crous L, Cockroft J, Williams L, et al. Pelvic and hip kinematics during single-leg drop-landing are altered in sports participants with long-standing groin pain: A cross-sectional study. *Physical Therapy in Sport*. julho de 2017;26:20–6.
15. Rabin A, Portnoy S, Kozol Z. The Association of Ankle Dorsiflexion Range of Motion With Hip and Knee Kinematics During the Lateral Step-down Test. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. novembro de 2016;46(11):1002–9.
16. Emamvirdi M, Hosseinzadeh M, Letafatkar A, Thomas AC, Dos'Santos T, Smania N, et al. OPEN Comparing kinematic asymmetry and lateral step-down test scores. *Scientific Reports*.
17. Grimaldi A, Fearon A. Gluteal Tendinopathy: Pathomechanics and Implications for Assessment and Management. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2015;1–41.
18. Fearon AM, Cook JL, Scarvell JM, Neeman T, Cormick W, Smith PN. Greater trochanteric pain syndrome negatively affects work, physical activity and quality of life: A case control study. *Journal of Arthroplasty*. 2014;29(2):383–6.
19. Fearon AM, Scarvell JM, Neeman T, Cook JL, Cormick W, Smith PN. Greater trochanteric pain syndrome: Defining the clinical syndrome. *British Journal of Sports Medicine*. 2013;47(10):649–53.
20. Williamson A, Hoggart B. Pain: A review of three commonly used pain rating scales. *Journal of Clinical Nursing*. 2005;14(7): 798–804. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2702.2005.01121.x>.
21. Fearon AM, Ganderton C, Scarvell JM, Smith PN, Neeman T, Nash C, et al. Development and validation of a VISA tendinopathy questionnaire for greater trochanteric pain syndrome, the VISA-G. *Manual Therapy*. 2015;20(6):805–13.
22. Paiva EB, Azevedo DC, Pereira AL, Garcia AN, Percoppe de Andrade MA. Translation, cross-cultural adaptation and validation of the Brazilian Portuguese version of the Victorian Institute of Sports Assessment for Gluteal Tendinopathy patient reported-outcome measure (VISA-G.BR). *Musculoskeletal Science and Practice*. 2021;52(August 2020).

23. Trinler U, Hollands K, Jones R, Baker R. A systematic review of approaches to modelling lower limb muscle forces during gait: Applicability to clinical gait analyses. *Gait and Posture*. 2018;61:353–61.
24. Schache AG, Baker R. On the expression of joint moments during gait. *Gait and Posture*. 2007;25(3):440–52.
25. Mostaed MF, Werner DM, Barrios JA. 2d and 3d kinematics during lateral step-down testing in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction. *International Journal of Sports Physical Therapy*. fevereiro de 2018;13(1):77–85.
26. Werner DM, Davis RW, Hinton A, Price SK, Rowland JL, Barrios JA. Three-dimensional joint kinematic and two-dimensional quality of movement comparison between lateral and forward step-downs. *Physical Therapy in Sport*. novembro de 2021;52:162–7.
27. Selfe J, Richards J, Thewlis D, Kilmurray S. A clinical study of the biomechanics of step descent using three treatment modalities for patellofemoral pain. *J Orthop Res*. 2008;26(5):605-612.
28. Cohen J. Statistical Power Analysis. *Current Directions in Psychological Science* 1992;1:98–101. <https://doi.org/10.1111/1467-8721.ep10768783>.
29. Karl J. Friston. *Trends in Cognitive Sciences*. Imaging cognitive anatomy. abril de 1997;1:21–7.
30. Pataky TC. Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of Biomechanics*. julho de 2010;43(10):1976–82.
31. Pataky TC. One-dimensional statistical parametric mapping in Python. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. março de 2012;15(3):295–301.
32. Robinson MA, Vanrenterghem J, Pataky TC. Statistical parametric mapping for biomechanical data analysis: application to walking and running. *Gait Posture*. 2015;41(3):831-836.
33. Pataky TC, Vanrenterghem J, Robinson MA. Zero- vs. one-dimensional, parametric vs. non-parametric, and confidence interval vs. hypothesis testing procedures in one-dimensional biomechanical trajectory analysis. *J Biomech*. 2015;48(7):1277-1285.
34. Miyasaki MR, Marcioli MAR, Cunha APRR da, Polesello GC, Marini MG, Fernandes KBP, et al. Greater trochanteric pain syndrome in women: Analysis of magnetic resonance, sagittal alignment, muscular strength and endurance of the hip and trunk. *International Journal of Rheumatic Diseases*. 2021;24(7):941–7.
35. Robinson NA, Spratford W, Welvaert M, Gaida J, Fearon AM. Does Dynamic Tape change the walking biomechanics of women with greater trochanteric

- pain syndrome? A blinded randomised controlled crossover trial. *Gait and Posture*. 2019;70(May 2018):275–83.
36. Van Quickenborne D, Van Der Straeten C, Burssens A, Audenaert E. Victorian Institute of Sport Assessment questionnaire specifically tailored for greater trochanteric pain syndrome for the Dutch population. *Journal of Hip Preservation Surgery*. 2024;11(4): 257–262.
 37. Alter TD, Wichman DM, Fenn TW, Knapik DM, Espinoza Orias A, Nho SJ, Malloy P. Hip and pelvis movement patterns in patients with femoroacetabular impingement syndrome differ from controls and change after hip arthroscopy during a step-down pivot-turn task. *Orthop J Sports Med*. 2024;12(2):23259671231169200. doi:10.1177/23259671231169200.
 38. Fong CM, Blackburn JT, Norcross MF, McGrath M, Padua DA. Ankle-Dorsiflexion Range of Motion and Landing Biomechanics. *Journal of Athletic Training*. 1º de janeiro de 2011;46(1):5–10.
 39. Dill KE, Begalle RL, Frank BS, Zinder SM, Padua DA. Altered Knee and Ankle Kinematics During Squatting in Those With Limited Weight-Bearing–Lunge Ankle-Dorsiflexion Range of Motion. *Journal of Athletic Training*. 1º de dezembro de 2014;49(6):723–32.
 40. Macrum E, Bell DR, Boling M, Lewek M, Padua D. Effect of Limiting Ankle-Dorsiflexion Range of Motion on Lower Extremity Kinematics and Muscle-Activation Patterns During a Squat. *Journal of Sport Rehabilitation*. maio de 2012;21(2):144–50.
 41. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, Collins NJ, Davis IS, Powers CM, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome measures. *Br J Sports Med*. julho de 2016;50(14):839–43.
 42. Souza RB, Powers CM. Predictors of Hip Internal Rotation during Running: An Evaluation of Hip Strength and Femoral Structure in Women with and without Patellofemoral Pain. *Am J Sports Med* 2009;37:579–87. <https://doi.org/10.1177/0363546508326711>.
 43. Medina McKeon JM, Hoch MC. The Ankle-Joint Complex: A Kinesiologic Approach to Lateral Ankle Sprains. *Journal of Athletic Training*. 1º de junho de 2019;54(6):589–602.
 44. Hoch MC, McKeon PO. Joint mobilization improves spatiotemporal postural control and range of motion in those with chronic ankle instability. *J Orthop Res*. 2011;29(3):326-332.
 45. Basnett CR, Hanish MJ, Wheeler TJ, Miriovsky DJ, Danielson EL, Barr JB, Grindstaff TL. Ankle dorsiflexion range of motion influences dynamic balance

in individuals with chronic ankle instability. *Int J Sports Phys Ther.* 2013;8(2):121-128.

6 ARTIGO 2

Manuscrito a ser submetido para a revista *Clinical Biomechanics* – FI 1.4.

DIFERENÇAS ANGULARES DA PELVE E MEMBROS INFERIORES, DE VARIÁVEIS ESPAÇO-TEMPORAIS E CENTRO DE MASSA DURANTE A MARCHA DE MULHERES COM E SEM SÍNDROME DA DOR NO GRANDE TROCÂTER

Amanda Paula Ricardo Rodrigues da Cunha^{1*}, Vitor Cimonetti², Laryssa Oliveira Silva¹, Felipe Arruda Moura^{1,2}, Christiane de Souza Guerino Macedo¹

¹Programa de Pós-Graduação Associado em Ciências da Reabilitação UEL-UNOPAR, Universidade Estadual de Londrina, Londrina, Paraná, Brasil;

²Programa de Pós-graduação Associado em Educação Física UEM-UEL, Londrina, Paraná, Brasil

*Autor correspondente: Amanda P.R.R. da Cunha
Departamento de Fisioterapia, Universidade Estadual de Londrina
Av. Robert Koch, 60, Londrina - Paraná, Brasil. CEP: 86038-350
E-mail: paulaamandaricardo@gmail.com

Tipo de manuscrito: Artigo de pesquisa original

Número de palavras:

Resumo: 249 palavras

Texto principal: 4.408 palavras

Referências: 48

Figuras e tabelas: 5

Resumo

Introdução: A síndrome da dor no grande trocânter (SDGT) é comum em mulheres de meia-idade, que podem apresentar alterações biomecânicas. O objetivo foi comparar diferenças angulares da pelve, quadril, joelho e tornozelo, variáveis espaço-temporais e do centro de massa na marcha de mulheres com e sem SDGT. **Métodos:** Estudo transversal que avaliou 24 mulheres (12 SDGT e 12 controles), entre 35 e 60 anos. As participantes foram submetidas a avaliação cinemática da pelve, quadril, joelho e tornozelo durante a marcha. As comparações entre os grupos foram estabelecidas por testes não paramétricos e análises das séries temporais por meio do *Statistical Parametric Mapping* (SPM). **Achados:** Os grupos não diferiram quanto aos dados de caracterização ($P > 0,05$). Mulheres com SDGT apresentaram maior dor e pior capacidade funcional no VISA-G ($P < 0,001$), com correlação forte e significativa ($\rho = -0,729$; $P = 0,005$). A análise por SPM demonstrou que mulheres com SDGT apresentaram maior queda pélvica entre 1–12% e 81–100% do ciclo da marcha e maior rotação interna do quadril entre 86–98%. como joelho apontou maior flexão entre 72–89%, maior varo entre 14–67% e 85–100% e maior rotação externa entre 42–54% e 87–99% do ciclo da marcha. Os movimentos do tornozelo foram semelhantes entre os grupos. Não foram encontradas diferenças significativas para as variáveis espaço-temporais e de centro de massa. **Interpretação:** Mulheres com SDGT apresentaram alterações cinemáticas na pelve, quadril e joelho durante a marcha, principalmente no final do ciclo, sugerindo estratégias compensatórias.

Key words: quadril, tendinopatia, fisioterapia, fenômenos biomecânicos

Introdução

A Síndrome da Dor no Grande Trocânter (SDGT) acomete mulheres de meia-idade, que apresentam dor lateral no quadril, relacionada a disfunções miofasciais e a lesões estruturais, como tendinopatia do glúteo médio e bursite trocantérica, embora nem todos os indivíduos apresentem achados teciduais evidentes (1,2). A marcha é uma das tarefas mais relacionada a dor nessa população (3,4) e está associada à fraqueza muscular, instabilidade no controle pélvico no plano frontal em atividades unipodais e alterações dos padrões de ativação muscular (2,5–7).

A avaliação cinemática tridimensional permite quantificar variáveis angulares das articulações, espaço-temporais e oscilações do centro de massa ao longo das fases do ciclo da marcha. Observa-se que alterações da marcha têm sido amplamente relatadas em condições ortopédicas, com mudanças nas articulações acometidas e em segmentos adjacentes. Nesse contexto, Porta et al. (8) identificaram modificações angulares de flexão e extensão do joelho, de dorsiflexão e flexão plantar do tornozelo; bem como alterações nos parâmetros espaço-temporais, caracterizadas por menor velocidade de marcha, cadência reduzida e encurtamento do comprimento do passo durante a fase de apoio da marcha em pacientes com osteoartrite do quadril. Na síndrome da dor femoropatelar foram observadas maior rotação interna do quadril e aumento da dorsiflexão do tornozelo durante a fase de apoio da marcha, evidenciando que alterações em uma articulação podem repercutir nos segmentos proximal e distal, como parte de estratégias compensatórias para manutenção da marcha (9). Nesse contexto, nota-se a importância da análise dos membros inferiores e da pelve, e não somente da articulação acometida.

Estudos prévios que avaliaram a marcha na SDGT mostraram maior adução e maior ângulo de rotação interna do quadril durante a fase de apoio, indicando maior exigência das estruturas estabilizadoras laterais do quadril (5,6,10). No entanto, esses estudos focaram na análise proximal (pelve e quadril) e não se sabe sobre as alterações em segmentos distais, como joelho e tornozelo, sobre os parâmetros espaço-temporais e da oscilação do centro de massa dessa população. Padrões de compensação distais já foram encontrados em outras disfunções musculoesqueléticas e dado os achados de disfunção do controle pélvico e do glúteo médio nessa população, é plausível esperar que haja alterações cinemáticas nos segmentos proximais e distais dos membros inferiores. Assim, a análise de toda a cadeia cinética do membro inferior durante a marcha se consolida como uma abordagem clínica e de pesquisa relevante para essa população.

Dessa forma, o presente estudo tem como objetivo comparar os valores angulares da pelve, quadril, joelho e tornozelo; bem como, as variáveis espaço-temporais e do deslocamento de centro de massa ao longo das fases de apoio e balanço da marcha de mulheres com e sem SDGT. Como hipótese, espera-se que o grupo com SDGT apresente, maiores ângulos de queda pélvica contralateral, maiores ângulos de adução e rotação interna do quadril, ângulos reduzidos de extensão do joelho e dorsiflexão do tornozelo, bem como menor duração da fase de balanço, menor comprimento do passo e passada. Para o centro de massa, espera-se maiores amplitudes de deslocamento, maiores picos de velocidade e aceleração mediolaterais.

Métodos:*Tipo de estudo e seleção da amostra:*

Este é um estudo transversal que contempla componentes clínicos e biomecânicos. Os dados foram relatados de acordo com as diretrizes do *Strengthening the Reporting of Observational studies in Epidemiology (STROBE checklist)*. As participantes foram informadas sobre os procedimentos do estudo e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Todos os princípios éticos foram respeitados e o estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Instituição (#5.618.953). As participantes foram recrutadas por meio de divulgação da pesquisa em mídias sociais, nos anos de 2022 a 2024, e avaliadas no Laboratório de Biomecânica Aplicada da Universidade.

O cálculo amostral foi estabelecido por meio do software *G*Power* 3.1.9.7 com probabilidade de erro de 5 % e poder do teste de 80 %. Utilizou-se os valores angulares de adução do quadril durante a fase de apoio da marcha dos grupos de tendinopatia glútea (7.1 ± 2.0) e controle (5.3 ± 2.1) do estudo de Allison et al. (10), que estabeleceu amostra mínima de 12 participantes para cada grupo. Assim, foram incluídas 24 participantes (12 com SDGT e 12 controles), do sexo feminino, com idades entre 35 e 60 anos.

Como critério de inclusão, para o grupo SDGT (GSDGT – N=12), foram recrutadas participantes com dor na lateral do quadril na Escala Numérica de Dor ($END \geq 3$) por pelo menos 3 meses e dor à palpação da inserção do tendão do glúteo médio e máximo no trocânter maior, além de apresentar a reprodução dos sintomas em pelo menos um dos testes: Teste de FABER (Flexão, abdução e rotação externa de quadril); Teste de Rotação Externa Resistida, Teste de Abdução Isométrica Resistida, Teste de Apoio Unipodal durante 30 segundos (11–14). Para o

grupo controle (GC – N=12) foram incluídas mulheres sem dor no quadril ou qualquer outra dor musculoesquelética, pareadas aproximadamente pela idade, peso e altura.

Para ambos os grupos, foram excluídas participantes com antecedentes de cirurgia no quadril, infecção, tumor, trauma e lesão degenerativa articular de moderada a grave, previamente diagnosticados, histórico de cirurgia nos membros inferiores ou na coluna vertebral, presença de sintomas compatíveis com osteoartrose ou doença intra-articular do quadril (bloqueio articular, limitação da amplitude de movimento e dificuldade para manipular meias e calçados) (14), tratamento com infiltração no quadril com corticosteroides nos últimos seis meses e as que tivessem realizado fisioterapia para esta condição nos últimos 3 meses.

Procedimentos

Após o aceite para participar da pesquisa, as participantes responderam ao questionário de caracterização da amostra com dados como idade, estatura e peso. Informaram a intensidade da sua dor por meio da Escala Numérica de Dor (END) que pontua a dor atual com valores entre 0 e 10 (15) e responderam ao *Victorian Institute of Sports Assessment – GTPS* (VISA-G) (16,17) que caracteriza a dor e capacidade funcional de mulheres com SDGT.

Na sequência as participantes foram submetidas à análise cinemática tridimensional utilizando o sistema de captura de movimento *OptiTrack®* (NaturalPoint, EUA), composto por oito câmeras modelo *Prime 13* integradas para captura de imagens em tempo real. O procedimento de calibração foi realizado utilizando *wand* de 50 centímetros e *square* que define a origem do sistema de coordenadas e as direções. O sistema de referência foi orientado da seguinte forma:

o eixo horizontal (Y) foi definido como positivo para a frente, o eixo lateral (X) como positivo para a direita e o eixo vertical (Z) como positivo para cima. A orientação foi determinada pelo produto dos vetores individuais que representam as direções X e Y. Durante a coleta de dados, a calibração apresentou um erro médio de medição de 0,36 mm. O *software* Motive Body 1.8.0, operando a uma frequência de 120 Hz, foi utilizado para rastrear os marcadores, e o *Visual3D* (C-Motion, Inc., EUA) foi utilizado para reconstruir os segmentos da coxa, perna e pé e obter as variáveis angulares. Os dados de cinemática foram filtrados utilizando um filtro passa-baixa Butterworth de quarta ordem, com frequência de corte de 6 Hz, aplicado de forma bidirecional para garantir atraso de fase zero (zero-lag).

Marcadores retrorreflexivos foram fixados na pele com fita adesiva e posicionados nos pontos anatômicos: espinhas ilíacas ântero e pósterio superiores, primeiro processo espinhoso sacral, trocânter maior, epicôndilos medial e lateral, maléolos medial e lateral, calcâneo, primeiro, segundo e quinto metatarsos (18,19), além de *clusters* na coxa e perna com quatro marcadores na região distal de cada segmento. Para o cálculo do centro de massa, foram posicionados 18 marcadores, com exceção dos marcadores do vértex e supraesternal, todos os outros marcadores foram posicionados bilateralmente, fixados no acrômio (clavícula), no epicôndilo lateral do úmero, no processo estilóide da ulna, no trocânter e epicôndilo lateral do fêmur, no maléolo lateral (fíbula), no calcâneo e na base do hálux (20). Antes da coleta, foi realizada a captura estática de cada participante para calibração e análise posterior dos dados. Para a coleta da marcha, as participantes foram orientadas a caminhar em velocidade autossелеcionada sobre a passarela.

Análise Cinemática:

O software *Motive* 2.3.1, operando a uma frequência de 120 Hz, foi utilizado para a captura da posição tridimensional dos marcadores, enquanto o software *Visual3D* foi empregado para a reconstrução dos segmentos da coxa, perna e pé, bem como para a obtenção das variáveis angulares.

Os ângulos articulares foram calculados no software *MATLAB* R2022b (MathWorks, Natick, EUA), com base em ângulos de Euler, utilizando uma sequência de rotação Y–X–Z. Para a pelve, os movimentos foram definidos como queda/elevação pélvica no eixo Y, inclinação anterior/posterior no eixo X e rotação interna/externa no eixo Z. Para o quadril, os movimentos corresponderam à adução/abdução no eixo Y, flexão/extensão no eixo X e rotação interna/externa no eixo Z. Para o joelho, foram considerados os movimentos de varo/valgo no eixo Y, flexão/extensão no eixo X e rotação interna/externa no eixo Z. Para o tornozelo, foram analisados os movimentos de dorsiflexão/plantiflexão no eixo X e rotação interna/externa do pé no eixo Z. Foi adotada a seguinte convenção de sinais: valores positivos indicaram elevação contralateral da pelve, adução de quadril, varo de joelho, flexão de quadril e joelho, dorsiflexão do tornozelo e rotação interna; valores negativos indicaram queda contralateral da pelve, abdução de quadril, valgo de joelho, extensão de quadril e joelho, plantiflexão do tornozelo e rotação externa.

As variáveis espaço-temporais incluíram comprimento do passo (m), largura do passo (m), cadência (número de passos por minuto), velocidade da marcha (m/s), tempo de passo, tempo de fase de apoio e fase de balanço, tempo do ciclo da marcha (s). Por fim, o centro de massa foi calculado com base no modelo antropométrico de De Leva (20), para análise dos deslocamentos vertical e mediolateral, a velocidade média do deslocamento, a amplitude do centro de massa

(m) e velocidade média da marcha geral (m/s). Para cada segmento corporal, foram utilizadas as proporções de massa e a posição relativa do centro de massa descritas pelo autor. A partir das coordenadas tridimensionais dos marcadores, os comprimentos segmentares foram definidos e o centro de massa de cada segmento foi estimado. O centro de massa total em cada instante foi obtido pela soma ponderada:

$$CM(t) = \frac{\sum m_i \cdot CM_i(t)}{\sum m_i}$$

onde m_i corresponde à massa de cada segmento e $CM_i(t)$ à sua posição no tempo.

Análise estatística:

Os dados foram organizados em planilhas do *Microsoft® Office Excel 2021*. Foram extraídas variáveis angulares para a condução da análise das séries temporais dos ângulos articulares durante a marcha por meio do *Statistical Parametric Mapping* (SPM), com testes t para amostras independentes implementados no *MATLAB R2022b* (MathWorks, Natick, EUA). Embora inicialmente desenvolvido para análises em neuroimagem (21), o SPM requer apenas que os resíduos atendam ao critério de normalidade, o que o torna adequado e estável mesmo diante da variabilidade presente em dados biomecânicos contínuos (22,23). Para essa análise, o ciclo da marcha foi normalizado temporalmente em 101 pontos (0–100%), sendo 0% e 100% correspondentes a contatos iniciais consecutivos do mesmo membro. A definição das fases e subfases do ciclo da marcha foi baseada na literatura clássica de análise da marcha (24,25).

Para comparar os dados de caracterização, as variáveis espaço-temporais da marcha e de centro de massa, empregou-se o teste U de Mann–Whitney, uma vez que esses indicadores apresentaram distribuição não normal. A relação entre dor e

os escores do VISA-G foi avaliada pelo coeficiente de correlação de Spearman, considerando os seguintes valores de referência: fraco ($r \leq 0,29$), moderado ($r = 0,30-0,49$) e forte ($r \geq 0,50$) (26). As análises foram realizadas no software SPSS (versão 20.0), adotando-se nível de significância de 5%. O tamanho de efeito foi estimado pelo d de Cohen, sendo interpretado como pequeno ($\leq 0,49$), moderado ($>0,50$ e $\leq 0,79$) ou grande ($>0,80$) (29). As análises consideraram um nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$).

No grupo SDGT, o membro inferior com queixa de dor foi selecionado para análise. Para a comparação com o grupo controle (GC), foi selecionado um participante cujo membro analisado correspondia ao mesmo lado do membro doloroso do GSDGT, respeitando a preferência funcional (membro preferido ou não preferido) da participante do grupo SDGT.

Resultados

Os dados de caracterização da amostra foram semelhantes entre o grupo com SDGT e o grupo controle (GC), exceto para NPS e Visa-G (Tabela 1). Uma correlação negativa forte e significativa foi observada entre a END e o VISA-G ($\rho = -0,729$; $p = 0,005$), indicando que, à medida que os valores da END aumentam, os valores de VISAG tendem a diminuir.

Tabela 1. Caracterização amostral de mulheres com e sem Síndrome da Dor no Grande Trocânter.

	GTPSG	CG	p valor	Tamanho do efeito
Idade (anos)	49,25 (44,00-56,00)	44,00 (39,50 – 50,00)	0,12	0,31
Peso (Kg)	61,50 (53,00 – 66,51)	67,00 (58,50 – 73,00)	0,15	0,29
Estatura (m)	1,60 (159,00 – 165,50)	1,62 (157,00 – 170,00)	0,92	0,03
IMC (Kg/m ²)	23,42 (20,79 – 25,30)	24,22 (22,95 – 27,67)	0,33	0,20
Dor (END)	5,00 (3,00 – 7,50)	0,00 (0,00 – 0,50)	p<0,01	0,85
Visa G	61,00 (54,50 – 67,50)	94,00 (91,50. – 95,00)	p<0,01	0,85

IMC: Índice de Massa Corporal. Kg: quilograma. m: metro. END: Escala Numérica de Dor. GC: Grupo Controle. GSDGT: Grupo Síndrome da Dor no Grande Trocânter. As variáveis são expressas como mediana (intervalo interquartil) e foram comparadas pelo teste de Mann-Whitney U.

Na análise conduzida pelo SPM, em relação à pelve, mulheres com SDGT apresentaram maior queda pélvica entre 1% e 12% do ciclo da marcha (figura 1), correspondendo às fases de contato inicial e resposta à carga. Além disso, na fase final do ciclo, o grupo SDGT também apresentou maior queda pélvica entre 81% e 100% (figura 1), correspondente às fases de balanço médio, balanço terminal e contato inicial subsequente. Em relação ao quadril, mulheres com SDGT apresentaram maior rotação interna entre 86% e 98% do ciclo da marcha, o que corresponde às fases de balanço médio e balanço terminal.

Outro achado relevante refere-se às diferenças observadas no joelho nos três planos de movimento (Figura 2). Mulheres com SDGT apresentaram maior flexão do joelho durante o balanço médio e terminal (72%–89% do ciclo). Além disso, foi observado maior varo do joelho nos intervalos de 14%–67%, correspondentes às fases de apoio médio, apoio terminal e pré-balanço, bem como entre 85%–100%, abrangendo o balanço terminal e o contato inicial subsequente. Adicionalmente, mulheres com SDGT apresentaram maior rotação externa do joelho durante a fase de apoio terminal (42%–54%) e durante o balanço terminal e a preparação para o

contato inicial (87%–99%). Em relação ao tornozelo, não houve diferenças significativas nas séries temporais entre os grupos.

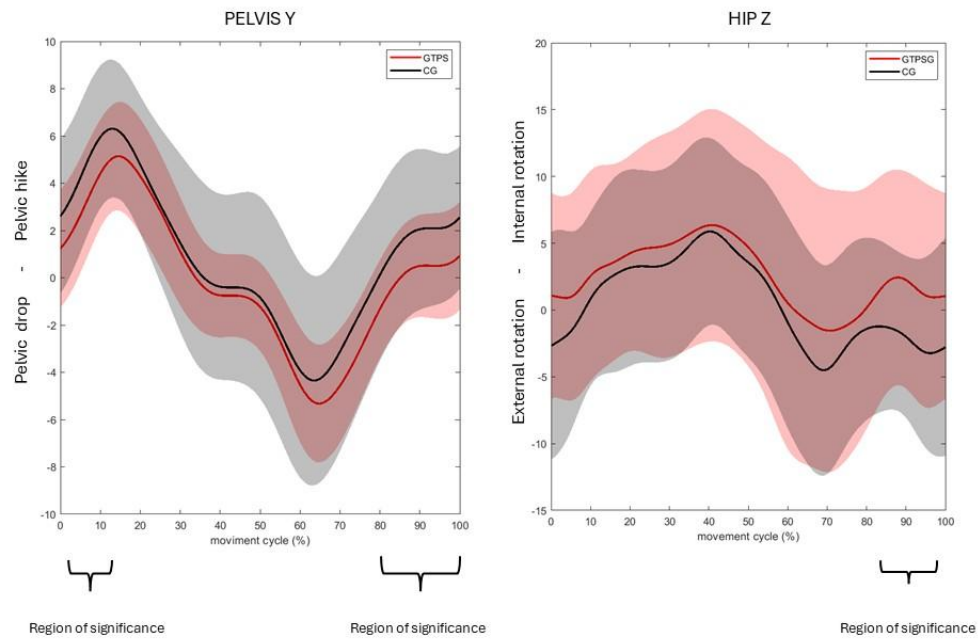


Figura 1: Diferenças nas séries temporais para pelve e quadril durante o ciclo da marcha entre o Grupo com Síndrome da Dor Trocantérica Maior (GTPSG) e o grupo controle (GC).

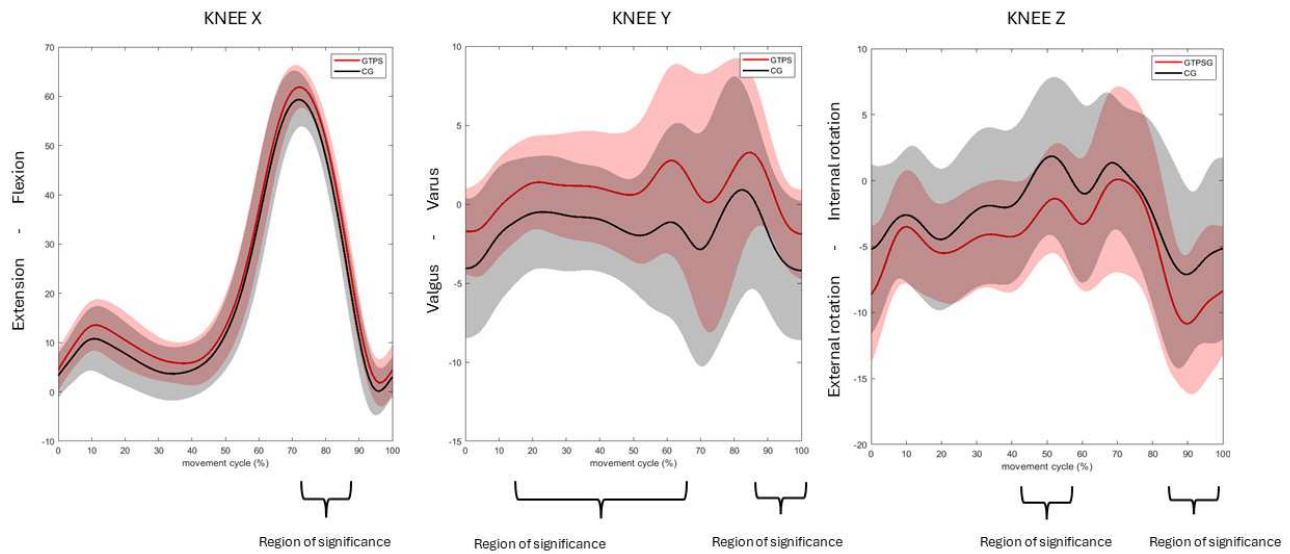


Figura 2: Diferenças nas séries temporais para joelho durante o ciclo da marcha entre o Grupo com Síndrome da Dor Trocânica Maior (GTPSG) e o grupo controle (GC).

As variáveis espaço-temporais da marcha bem como as do centro de massa, foram semelhantes entre os grupos SDGT e controle, sem diferenças significativas (Tabelas 2 e 3, respectivamente).

Tabela 2. Variáveis espaço-temporais da marcha de mulheres com e sem Síndrome da Dor no Grande Trocânter.

Variável	GTPSG	CG	P valor	Tamanho do efeito
Cumprimento do Passo (m)	0,57 (0,55 – 0,61)	0,60 (0,58 -0,63)	0,17	0,28
Tempo do Passo (s)	0,54 (0,52 – 0,57)	0,56 (0,50 – 0,62)	0,47	0,15
Tempo Apoio (s)	0,61 (0,62 – 0,69)	0,59 (0,58 – 0,78)	0,75	0,07
Tempo Balanço (s)	0,43 (0,41 – 0,46)	0,44 (0,42 – 0,49)	0,51	0,14
Tempo Ciclo (s)	1,08 (1,03 – 1,16)	1,11 (1,02 – 1,24)	0,47	0,15
Cadência (passos/min)	111 (105 – 114)	107 (96 – 118)	0,37	0,19
Largura do Passo (m)	0,078 (0,066 – 0,10)	0,097 (0,087 – 0,10)	0,19	0,11
Velocidade (m/s)	1,11 (0,98 – 1,14)	1,09 (0,90 – 1,23)	0,88	0,04

GC: Grupo Controle. GSDGT: Grupo Síndrome da Dor no Grande Trocânter. m: metros. s: segundos. As variáveis são expressas como mediana (intervalo interquartil) e foram comparadas pelo teste de Mann-Whitney U.

Tabela 3. Variáveis do Centro de Massa durante a marcha de mulheres com e sem Síndrome da Dor no Grande Trocânter.

Variável	GTPSG	CG	P valor	Tamanho do efeito
Amplitude Vertical (m)	0,35 (0,26 – 0,61)	0,34 (0,26 -0,63)	0,79	0,05
Amplitude Mediolateral (m)	0,47 (0,37 – 0,57)	0,50 (0,34 – 0,53)	0,93	0,02
Velocidade média (m/s)	1,02 (0,62 – 1,15)	1,12 (0,92 – 1,25)	0,97	0,01

GC: Grupo Controle. GSDGT: Grupo Síndrome da Dor no Grande Trocânter. m: metros. s: segundos. As variáveis são expressas como mediana (intervalo interquartil) e foram comparadas pelo teste de Mann-Whitney.

Discussão

Os resultados do presente estudo confirmam a literatura ao estabelecer maior dor e pior capacidade funcional em mulheres com SDGT (27,28). A dor no grupo SDGT foi moderada (END=5) e pode estar associada a pontuação baixa do Visa-G (61 pontos), que evidenciou correlação forte e negativa e apontou que quanto maior

a dor, pior a pontuação no questionário, com consequente pior capacidade funcional. O questionário Visa-G não possui ponto de corte para a SDGT, porém a pontuação obtida no presente estudo é confirmada por estudos prévios com pontuações variando entre 60 e 63 pontos (16,17,29). Já em relação aos dados de idade, peso, estatura e IMC, os grupos foram homogêneos, o que é consistente com achados em outros estudos (2,30), e contribui para a validade interna do presente estudo.

A análise da marcha é uma ferramenta promissora, uma vez que mulheres com SDGT relatam dor durante essa tarefa frequente no cotidiano. A análise cinemática possibilita avaliar movimentos de forma contínua, permitindo diferentes abordagens estatísticas. Tradicionalmente, utiliza-se a extração de variáveis discretas (picos, início, fim ou médias), o que pode resultar em perda de informação temporal relevante. No entanto, do ponto de vista clínico e funcional, a marcha é um processo inerentemente contínuo e suave, com características derivadas tanto da frequência de amostragem quanto das propriedades viscoelásticas do sistema musculoesquelético. Para preservar a integridade dos dados, o *Statistical Parametric Mapping* (SPM) apresenta-se como uma alternativa robusta. Originário da neuroimagem funcional, o SPM permite a análise de campos biomecânicos n-dimensionais, possibilitando identificar alterações ao longo de todo o ciclo do movimento, e não apenas em pontos isolados, respeitando a natureza topológica dos dados (21,22). Diferente das análises discretas, o SPM preservou a natureza contínua da tarefa motora, utilizando a Teoria dos Campos Aleatórios (RFT) para validar as inferências estatísticas. Essa abordagem permitiu identificar clusters de significância onde a trajetória estatística excedeu o limiar de ruído. A análise da massa desses clusters possibilitou localizar com precisão as fases da marcha em

que ocorreram diferenças entre os grupos, respeitando a interdependência temporal característica do movimento humano (23,31).

Os resultados do presente estudo apontam diferenças nos segmentos pelve, quadril e joelho durante a marcha em mulheres com e sem SDGT. Em relação à pelve, mulheres com SDGT apresentaram maior queda pélvica contralateral no contato inicial e resposta a carga, bem como no balanço médio, final e início do contato inicial subsequente. Esses achados corroboram com a literatura que aponta significativa fraqueza e alteração do padrão de ativação muscular do glúteo médio, principal músculo estabilizador da pelve no plano frontal (2,5,32). Além disso, Ganderton et al. (5) encontraram maior ativação deste músculo durante a fase de apoio da marcha o que aponta para uma insuficiência para estabilizar tarefas submáximas, como a marcha. No contexto da análise cinemática Allison et al avaliaram mulheres com SDGT durante a subida de degrau e encontraram queda pélvica contralateral na fase de apoio no degrau o que aponta mais uma vez, para a instabilidade pélvica nessa população. Essa instabilidade estende-se a tarefas estáticas, como o equilíbrio unipodal e o mini agachamento, onde estudos prévios (33,34) reportam tanto a queda pélvica quanto uma redução na ativação eletromiográfica, sugerindo que, o glúteo médio falha em manter a atividade tônica necessária para o suporte pélvico. Assim, presente estudo amplia esses achados ao demonstrar que alterações semelhantes também estão presentes durante a marcha, tarefa cíclica e de elevada relevância funcional. Assim, os resultados sugerem que o déficit de controle do glúteo médio em mulheres com SDGT manifesta-se em diferentes demandas dinâmicas, não se limitando a condições estáticas ou laboratoriais.

Adicionalmente, encontramos maior rotação interna de quadril na fase de apoio médio e final, esses achados podem apontar para um mecanismo compensatório devido a insuficiência de controle pélvico no plano frontal, que pode influenciar na maior rotação interna como ajuste antecipatório para fase de contato subsequente. Além disso, rotação interna aumentada pode ser interpretada como uma consequência direta da insuficiência de controle pélvico no plano frontal uma vez que a queda da pelve contralateral induz mecanicamente a adução e a rotação interna do fêmur de apoio (12).

Em relação a articulação do joelho, os achados foram contrários à nossa hipótese inicial. Mulheres com SDGT apresentam maior flexão de joelho durante o balanço médio e final, maior varo nas fases de apoio médio ao pré-balanço bem como nas fases de balanço médio até início do novo contato inicial. Maior rotação externa da articulação também foi encontrada no apoio terminal e no balanço médio e final. Embora em nosso conhecimento, não existam estudos prévios que tenham avaliado a cinemática do joelho especificamente na SDGT, nossos dados podem ser contrastados com achados em outras populações. Na osteoartrite (OA) de quadril, por exemplo, Leigh et al. (35) que encontrou maior flexão e rotação externa de joelho durante o apoio médio.

A maior flexão de joelho encontrada no balanço pode apontar para estratégias compensatórias específicas da SDGT. A maior flexão de joelho encontrada na fase de balanço do membro afetado pode sugerir uma estratégia de *clearance* (25). Ao elevar a flexão do joelho, reduz-se o comprimento funcional do membro e o braço de alavanca, o que pode facilitar a progressão da perna e minimiza a demanda sobre a musculatura proximal, principalmente os estabilizadores do quadril que podem estar sobrecarregados. Outro achado conflitante com outras lesões musculoesqueléticas é

o maior varo nas fases de apoio e balanço e maior rotação externa no apoio terminal uma vez que na osteoartrite de quadril há redução da flexão do joelho durante a fase de apoio, caracterizando maior rigidez articular (8). Também diverge da Síndrome da Dor Patelofemoral, como descrito por Powers et al. (36) é caracterizado por maior valgo e rotação interna. Assim, os achados deste estudo indicam que o joelho pode assumir um papel compensatório na SDGT nos três eixos, para lidar com a dor e instabilidade pélvica, enquanto o varo e a rotação externa no apoio podem sugerir uma tentativa de redistribuição de carga. Uma outra hipótese plausível para esses achados envolve o tensionamento crônico das estruturas laterais. É possível que estas mulheres tenham desenvolvido, de forma adaptativa ou patológica, a lateralização do membro inferior caracterizado pelo aumento do varo e da rotação externa ao longo do tempo. Esse comportamento cinemático impõe uma carga tensional persistente sobre a banda iliotibial e os tendões glúteos, corroborando a teoria de sobrecarga mecânica já descrita na literatura para a SDGT. Nossos dados complementam esse raciocínio ao sugerir que o joelho não é apenas um espectador, mas um componente ativo na manutenção dessa sintomatologia através de compensações distais (3,14,37–39).

Embora a hipótese inicial previsse redução da dorsiflexão, não foram observadas diferenças entre os grupos durante a marcha. Esse resultado sugere que, na amostra investigada, as modificações associadas à SDGT concentraram-se predominantemente nos segmentos proximais, sem repercussão consistente no tornozelo nessa tarefa específica. Por outro lado, estudos que avaliaram demandas em cadeia cinética fechada e com maior amplitude de movimento, como testes de step e agachamento unipodal, têm demonstrado alterações na dorsiflexão e no

controle do tornozelo, indicando que tais déficits podem emergir sobretudo em tarefas de maior exigência mecânica e controle excêntrico (40–42)

As medidas espaço-temporais são uma avaliação global da marcha e a base da avaliação objetiva da tarefa, suas variáveis estão relacionadas a parâmetros de tempo e distância (43,44), que podem apontar disfunções e se relacionar com lesões, por exemplo, dores musculoesqueléticas podem levar a redução da velocidade da marcha (44). No presente estudo, nossa hipótese foi contrariada e não encontramos diferenças significativas entre os grupos, esses achados contrastam com estudos prévios (6,10). Essa divergência pode estar relacionada às diferenças metodológicas entre os estudos. Enquanto o referido autor incluiu estritamente indivíduos com diagnóstico confirmado de tendinopatia glútea, nossa amostra abrangeu o espectro clínico da SDGT, que inclui diversas etiologias e não depende exclusivamente de achados de imagem. Adicionalmente, o estudo de Allison et al. (10) utilizou pacientes com osteoartrite de quadril como grupo comparativo, diferentemente do presente estudo, que utilizou um grupo controle assintomático. É importante ressaltar que as diferenças reportadas por aqueles autores se limitaram à velocidade de marcha e ao comprimento do passo, variáveis que se mantiveram preservadas em nossa amostra.

Destacamos também que embora a marcha seja uma tarefa funcional importante, sua análise em velocidade autosselecionada é considerada uma atividade de baixa demanda mecânica, o que pode não ser suficiente para evidenciar alterações espaço-temporais em indivíduos com SDGT. Além disso, essa tarefa permite a participação integrada de múltiplos segmentos e sistemas do membro inferior, além de estratégias neuromusculares compensatórias, o que pode atenuar ou suprimir essas possíveis diferenças. Outro ponto importante é a

variabilidade biológica do indivíduo durante a execução da tarefa, uma vez que a cada repetição sua performance pode ser alterada, já que a atividade é fluida (44,45). Embora estratégias usadas no presente estudo como repetição de tentativas, média de ciclos, padronização da coleta e filtragem possam ser usadas para suprimir parte da variabilidade, os valores obtidos ainda carregam um componente de variação inerente que deve ser considerado na análise e interpretação dos resultados. Ainda, é importante ressaltar que a ausência dessas diferenças não implica em menor queixa clínica ou ausência de alteração funcional, mas sugere que parâmetros espaço-temporais da marcha podem não ser sensíveis para captar o impacto funcional da SDGT quando avaliados isoladamente.

O centro de massa corresponde ao ponto de concentração da massa do corpo e cujo movimento reflete a resposta global do corpo às forças externas, e um bom controle postural é refletido por ajustes mais suaves e eficientes (46). O estudo da trajetória do centro de massa em tarefas funcionais auxilia na compreensão de comprometimentos motores, como déficits de estabilidade postural. Assim, durante a execução de uma tarefa motora, o indivíduo realiza ajustes nos deslocamentos e na velocidade do centro de massa. Estudos prévios demonstram maiores deslocamentos e velocidades do centro de massa em indivíduos com lesões musculoesqueléticas, além de associarem maiores deslocamentos laterais a um aumento do risco de quedas (46,47). Gonzalez-Sanmamed et al. (48) identificaram alterações no comportamento do centro de pressão e na distribuição das pressões plantares durante a marcha em indivíduos com SDGT por meio da baropodometria, sugerindo adaptações compensatórias no controle distal. No entanto, esses achados refletem estratégias neuromusculares locais e não permitem inferir diretamente o comportamento global do corpo.

Cabe destacar que a análise do centro de massa permite uma compreensão mais direta do comportamento global do corpo durante tarefas funcionais, representando uma abordagem complementar e ainda pouco explorada em indivíduos com SDGT. Até o momento, este é o primeiro estudo que avaliou o comportamento do centro de massa durante a marcha em mulheres com SDGT e, de forma contrária à hipótese inicial, não foram observadas diferenças entre os grupos na amplitude de oscilação e nem na velocidade média de deslocamento entre os grupos. A ausência de perturbações nessas variáveis em nosso estudo, podem apontar estratégias compensatórias dos membros inferiores, principalmente do lado contralateral a lesão durante a marcha uma vez que é uma atividade cíclica que permite participação bilateral dos segmentos, mantendo relativamente estável o comportamento global do centro de massa.

O presente estudo se propôs a avaliar todo o membro inferior durante a fase da marcha, o que possibilita achados inéditos nessa população e desafia sua discussão. No entanto, este estudo apresenta algumas limitações que devem ser consideradas na interpretação dos resultados. Não analisamos a força e a ativação muscular que poderiam aprimorar a compreensão de como os nossos achados afetam essas outras variáveis durante a marcha. Além disso, a amostra incluiu apenas mulheres, o que limita a generalização dos achados, embora a prevalência da síndrome seja significativamente maior em mulheres. Estes achados reforçam a importância da avaliação integral das articulações dos membros inferiores, particularmente o joelho, trazendo dados inéditos para esta população. Acredita-se que este trabalho possa fundamentar investigações futuras que analisem de maneira ampla a cadeia cinética e suas inter-relações. Do ponto de vista clínico, as informações aqui apresentadas ressaltam a necessidade de olhar além do quadril,

integrando os segmentos distais tanto na avaliação quanto nas estratégias de reabilitação da SDGT.

Conclusão

O presente estudo demonstrou que mulheres com SDGT exibem alterações cinemáticas distintas nos segmentos da pelve, quadril e joelho durante a marcha. Tais modificações ocorrem em fases específicas do apoio e balanço e sugerem a adoção de estratégias compensatórias pré ou pós lesão além, de uma complexa interação dos segmentos distais diante dessa disfunção. A ausência de alterações nas variáveis espaço-temporais e no centro de massa destaca que essas pacientes conseguem preservar a eficiência global da marcha; contudo, a manutenção dessa funcionalidade parece ocorrer às custas das sobrecargas cinemáticas identificadas nas séries temporais.

Referências

1. Silva F, Adams T, Feinstein J, Arroyo RA. Trochanteric bursitis: Refuting the myth of inflammation. *Journal of Clinical Rheumatology*. 2008;14(2): 82–86. <https://doi.org/10.1097/RHU.0b013e31816b4471>.
2. Miyasaki MR, Marcioli MAR, Cunha APRR da, Polesello GC, Marini MG, Fernandes KBP, et al. Greater trochanteric pain syndrome in women: Analysis of magnetic resonance, sagittal alignment, muscular strength and endurance of the hip and trunk. *International Journal of Rheumatic Diseases*. 2021;24(7): 941–947. <https://doi.org/10.1111/1756-185X.14149>.
3. Plinsinga ML, Ross MH, Coombes BK, Vincenzino B. Physical findings differ between individuals with greater trochanteric pain syndrome and healthy controls: A systematic review with meta-analysis. *Musculoskeletal Science and Practice*. 2019;43(January): 83–90. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2019.07.009>.
4. Pianka MA, Serino J, DeFroda SF, Bodendorfer BM. Greater trochanteric pain syndrome: Evaluation and management of a wide spectrum of pathology. *SAGE Open Medicine*. 2021;9: 205031212110225. <https://doi.org/10.1177/20503121211022582>.
5. Ganderton C, Pizzari T, Harle T, Cook J, Semciw A. A comparison of gluteus medius, gluteus minimus and tensor fascia latae muscle activation during gait in post-menopausal women with and without greater trochanteric pain syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2017;33: 39–47. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.01.004>.
6. Allison K, Hall M, Hodges PW, Wrigley TV, Vincenzino B, Pua YH, et al. Gluteal tendinopathy and hip osteoarthritis: Different pathologies, different hip biomechanics. *Gait and Posture*. 2018;61: 459–465. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.02.011>.
7. Allison K, Vincenzino B, Bennell KL, Wrigley TV, Grimaldi A, Hodges PW. Kinematics and kinetics during stair ascent in individuals with Gluteal Tendinopathy. *Clinical Biomechanics*. 2016;40: 37–44. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.10.003>.
8. Porta M, Pau M, Leban B, Deidda M, Sorrentino M, Arippa F, et al. Lower Limb Kinematics in Individuals with Hip Osteoarthritis during Gait: A Focus on Adaptative Strategies and Interlimb Symmetry. *Bioengineering*. 2021;8(4): 47. <https://doi.org/10.3390/bioengineering8040047>.
9. Fox A, Ferber R, Saunders N, Osis S, Bonacci J. Gait Kinematics in Individuals with Acute and Chronic Patellofemoral Pain. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2018;50(3): 502–509. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001465>.
10. Allison K, Wrigley TV, Vincenzino B, Bennell KL, Grimaldi A, Hodges PW. Kinematics and kinetics during walking in individuals with gluteal tendinopathy.

- Clinical Biomechanics*. 2016;32: 56–63.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.01.003>.
11. Woodley SJ, Nicholson HD, Livingstone V, Doyle TC, Meikle GR, Macintosh JE, et al. Lateral hip pain: Findings from magnetic resonance imaging and clinical examination. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2008;38(6): 313–328. <https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2685>.
 12. Grimaldi A, Fearon A. Gluteal tendinopathy: Integrating pathomechanics and clinical features in its management. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2015;45(11): 910–922. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5829>.
 13. Fearon AM, Cook JL, Scarvell JM, Neeman T, Cormick W, Smith PN. Greater trochanteric pain syndrome negatively affects work, physical activity and quality of life: A case control study. *Journal of Arthroplasty*. 2014;29(2): 383–386. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2012.10.016>.
 14. Fearon AM, Scarvell JM, Neeman T, Cook JL, Cormick W, Smith PN. Greater trochanteric pain syndrome: Defining the clinical syndrome. *British Journal of Sports Medicine*. 2013;47(10): 649–653. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091565>.
 15. Williamson A, Hoggart B. Pain: A review of three commonly used pain rating scales. *Journal of Clinical Nursing*. 2005;14(7): 798–804. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2702.2005.01121.x>.
 16. Fearon AM, Ganderton C, Scarvell JM, Smith PN, Neeman T, Nash C, et al. Development and validation of a VISA tendinopathy questionnaire for greater trochanteric pain syndrome, the VISA-G. *Manual Therapy*. 2015;20(6): 805–813. <https://doi.org/10.1016/j.math.2015.03.009>.
 17. Paiva EB, Azevedo DC, Pereira AL, Garcia AN, Percope de Andrade MA. Translation, cross-cultural adaptation and validation of the Brazilian Portuguese version of the Victorian Institute of Sports Assessment for Gluteal Tendinopathy patient reported-outcome measure (VISA-G.BR). *Musculoskeletal Science and Practice*. 2021;52(August 2020). <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2021.102341>.
 18. Trinler U, Hollands K, Jones R, Baker R. A systematic review of approaches to modelling lower limb muscle forces during gait: Applicability to clinical gait analyses. *Gait and Posture*. 2018;61: 353–361. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.02.005>.
 19. Schache AG, Baker R. On the expression of joint moments during gait. *Gait and Posture*. 2007;25(3): 440–452. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.018>.
 20. De Leva P. Adjustments to Zatsiorsky–Seluyanov’s segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*. 1996;29(9):1223–1230.
 21. Karl J. Friston. Trends in Cognitive Sciences. *Imaging cognitive anatomy*. 1997;1: 21–27.

22. Pataky TC. Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *Journal of Biomechanics*. 2010;43(10): 1976–1982. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.008>.
23. Pataky TC. One-dimensional statistical parametric mapping in Python. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2012;15(3): 295–301. <https://doi.org/10.1080/10255842.2010.527837>.
24. Perry J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function, Second Edition*.. 2nd ed. Thorofare: SLACK, Incorporated; 2010.
25. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*.. 4th ed. Hoboken, N.J: Wiley; 2009. <https://doi.org/10.1002/9780470549148>.
26. Dancey CP, Reidy J. *Statistics without Maths for Psychology*. 8th ed. Harlow: Pearson Education; 2017.
27. Clifford C, Paul L, Syme G, Millar NL. Isometric versus isotonic exercise for greater trochanteric pain syndrome: a randomised controlled pilot study. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*. 2019;5(1): e000558. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2019-000558>.
28. Silva LO, Da Cunha APRR, Cardoso JR, Macedo CDSG. Performance, measurement properties and discriminant analysis of functional tests for women with greater trochanter pain syndrome. *Musculoskeletal Science and Practice*. 2025;76: 103256. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2025.103256>.
29. Van Quickenborne D, Van Der Straeten C, Burssens A, Audenaert E. Victorian Institute of Sport Assessment questionnaire specifically tailored for greater trochanteric pain syndrome for the Dutch population. *Journal of Hip Preservation Surgery*. 2024;11(4): 257–262. <https://doi.org/10.1093/jhps/hnae026>.
30. Robinson NA, Spratford W, Welvaert M, Gaida J, Fearon AM. Does Dynamic Tape change the walking biomechanics of women with greater trochanteric pain syndrome? A blinded randomised controlled crossover trial. *Gait and Posture*. 2019;70(May 2018): 275–283. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.02.031>.
31. Robinson MA, Vanrenterghem J, Pataky TC. Statistical Parametric Mapping (SPM) for alpha-based statistical analyses of multi-muscle EMG time-series. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2015;25(1): 14–19. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.10.018>.
32. Allison K, Vicenzino B, Wrigley TV, Grimaldi A, Hodges PW, Bennell KL. Hip Abductor Muscle Weakness in Individuals with Gluteal Tendinopathy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2016;48(3): 346–352. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000781>.
33. Allison K, Bennell KL, Grimaldi A, Vicenzino B, Wrigley TV, Hodges PW. Single leg stance control in individuals with symptomatic gluteal tendinopathy. *Gait & Posture*. 2016;49: 108–113. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.06.020>.

34. Da Cunha APRR, Marcioli MAR, Miyasaki MR, De Souza DK, Macedo CDSG. Muscle strength and activation patterns during static and dynamic single-leg support tasks in women with greater trochanteric pain syndrome. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2025;45: 174–180. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2025.08.031>.
35. Leigh RJ, Osis ST, Ferber R. Kinematic gait patterns and their relationship to pain in mild-to-moderate hip osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*. 2016;34: 12–17. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.12.010>.
36. Powers CM. The Influence of Altered Lower-Extremity Kinematics on Patellofemoral Joint Dysfunction: A Theoretical Perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2003;33(11): 639–646. <https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.11.639>.
37. Ganderton C, Semciw A, Cook J, Pizzari T. Demystifying the Clinical Diagnosis of Greater Trochanteric Pain Syndrome in Women. *Journal of Women's Health*. 2017;26(6): 633–643. <https://doi.org/10.1089/jwh.2016.5889>.
38. Ho GWK, Howard TM. Greater trochanteric pain syndrome: More than bursitis and iliotibial tract friction. *Current Sports Medicine Reports*. 2012;11(5): 232–238. <https://doi.org/10.1249/JSR.0b013e3182698f47>.
39. Redmond JM, Chen AW, Domb BG. Greater Trochanteric Pain Syndrome. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2016;24(4): 231–240. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-D-14-00406>.
40. Lebleu J, Mahaudens P, Pitance L, Roclat A, Briffaut JB, Detrembleur C, et al. Effects of ankle dorsiflexion limitation on lower limb kinematic patterns during a forward step-down test: A reliability and comparative study. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2018;31(6): 1085–1096. <https://doi.org/10.3233/BMR-171063>.
41. Dill KE, Begalle RL, Frank BS, Zinder SM, Padua DA. Altered Knee and Ankle Kinematics During Squatting in Those With Limited Weight-Bearing–Lunge Ankle-Dorsiflexion Range of Motion. *Journal of Athletic Training*. 2014;49(6): 723–732. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.29>.
42. Rabin A, Portnoy S, Kozol Z. The Association of Ankle Dorsiflexion Range of Motion With Hip and Knee Kinematics During the Lateral Step-down Test. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2016;46(11): 1002–1009. <https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6621>.
43. Rida I, Bouridane A, Marcialis GL, Tuveri P. Improved Human Gait Recognition. In: Murino V, Puppo E (eds.) *Image Analysis and Processing — ICIAP 2015*. Cham: Springer International Publishing; 2015. p. 119–129. https://doi.org/10.1007/978-3-319-23234-8_12. [Accessed 6th July 2025].
44. Sethi D, Bharti S, Prakash C. A comprehensive survey on gait analysis: History, parameters, approaches, pose estimation, and future work. *Artificial Intelligence in Medicine*. 2022;129: 102314. <https://doi.org/10.1016/j.artmed.2022.102314>.

45. Skaggs DL, Dennis SW. Variability in Gait Analysis Interpretation. *J Pediatr Orthop*. 2000;20(6).
46. Tesio L, Rota V. The Motion of Body Center of Mass During Walking: A Review Oriented to Clinical Applications. *Frontiers in Neurology*. 2019;10: 999. <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00999>.
47. Rosenblatt NJ, Grabiner MD. Measures of frontal plane stability during treadmill and overground walking. *Gait & Posture*. 2010;31(3): 380–384. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.01.002>.
48. Gonzalez-Sanmamed AG, Ruiz-Fernández ML, Del-Valle-Soto ME. Alterations of the center of pressures in the greater trochanter pain syndrome: Evaluation of pelvitrochanteric injuries through dynamic baropodometry. *Gait & Posture*. 2025;119: 246–251. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2025.03.015>.

CONCLUSÃO GERAL

O presente estudo demonstrou que mulheres com SDGT apresentam diferenças nos parâmetros cinemáticos da pelve, quadril, joelho e tornozelo durante tarefas funcionais e na marcha, identificadas por meio da análise temporal pelo SPM. Nos testes em step, o grupo SDGT exibiu, durante a descida, maior flexão e rotação interna do quadril e maior flexão do joelho no LSD, bem como redução da anteriorização pélvica e maior rotação interna do quadril no FSD. Em ambos os testes, observou-se menor dorsiflexão do tornozelo. Na marcha, o SPM evidenciou maior queda pélvica no contato inicial, na resposta à carga e novamente no final do ciclo, além de maior rotação interna do quadril nas fases de balanço médio e terminal. No joelho, foram identificadas diferenças fase-dependentes nos três planos, com maior flexão no balanço, maior varo durante o apoio e maior rotação externa no apoio terminal e no balanço terminal.

A ausência de diferenças nas variáveis espaço-temporais e no deslocamento do centro de massa indica que a organização global da marcha foi preservada, embora acompanhada de modificações cinemáticas locais ao longo das séries temporais. Esses achados evidenciam que as diferenças associadas à SDGT se manifestam de forma segmentar e dependente da fase do movimento, reforçando a importância de análises contínuas para a compreensão dessa condição.

Referências

1. Segal NA, Felson DT, Torner JC, Zhu Y, Curtis JR, Niu J, et al. Greater Trochanteric Pain Syndrome: Epidemiology and Associated Factors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2007;88(8):988–92.
2. Strauss EJ, Nho SJ, Kelly BT, Segal NA, Felson DT, Torner JC, et al. Greater trochanteric pain syndrome (trochanteric bursitis) - NICE CKS. *Semin Musculoskelet Radiol*. 2013;
3. Mulligan EP, Middleton EF, Brunette M. Evaluation and management of greater trochanter pain syndrome. *Physical Therapy in Sport*. 2015;16(3):205–14.
4. Grimaldi A, Fearon A. Gluteal tendinopathy: Integrating pathomechanics and clinical features in its management. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2015;45(11):910–22.
5. Fearon AM, Ganderton C, Scarvell JM, Smith PN, Neeman T, Nash C, et al. Development and validation of a VISA tendinopathy questionnaire for greater trochanteric pain syndrome, the VISA-G. *Manual Therapy*. 2015;20(6):805–13.
6. Bakker JPJ, De Groot IJM, Beelen A, Lankhorst GJ, Alkmaar C. Disclosures: Predictive Factors of Cessation of Ambulation in Patients with Duchenne Muscular Dystrophy Neuromuscular Disease. *Am J Phys Med Rehabil* •. 2002;81(12).
7. Fernandes LAY, Caromano FA, Hukuda ME, Escorcio R, Carvalho EV. Artigo Metodológico Elaboração e confiabilidade da escala funcional do subir e do descer escada para Distrofia Muscular de Duchenne Elaboration and reliability of functional evaluation on going up and downstairs scale for Duchenne Muscular Dystrophy. *Rev Bras Fisioter*. (6):518–44.
8. Werner DM, Davis RW, Hinton A, Price SK, Rowland JL, Barrios JA. Three-dimensional joint kinematic and two-dimensional quality of movement comparison between lateral and forward step-downs. *Physical Therapy in Sport*. novembro de 2021;52:162–7.
9. Silva RLE, Pinheiro YT, Lins CADA, De Oliveira RR, Scattone Silva R. Assessment of quality of movement during a lateral step-down test: Narrative review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. outubro de 2019;23(4):835–43.
10. Werner DM, Di Stasi S, Lewis CL, Barrios JA. Test-retest reliability and minimum detectable change for various frontal plane projection angles during dynamic tasks. *Physical Therapy in Sport*. novembro de 2019;40:169–76.
11. Lopes Ferreira C, Barton G, Delgado Borges L, Dos Anjos Rabelo ND, Politti F, Garcia Lucareli PR. Step down tests are the tasks that most differentiate the kinematics of women with patellofemoral pain compared to asymptomatic controls. *Gait & Posture*. julho de 2019;72:129–34.

12. Werner DM, Davis RW, Hinton A, Price SK, Rowland JL, Barrios JA. Three-dimensional joint kinematic and two-dimensional quality of movement comparison between lateral and forward step-downs. *Physical Therapy in Sport*. 1º de novembro de 2021;52:162–7.
13. Allison K, Bennell KL, Grimaldi A, Vicenzino B, Wrigley TV, Hodges PW. Single leg stance control in individuals with symptomatic gluteal tendinopathy. *Gait & Posture*. setembro de 2016;49:108–13.
14. Cheng X, Jiao Y, Meiring RM, Sheng B, Zhang Y. Reliability and validity of current computer vision based motion capture systems in gait analysis: A systematic review. *Gait & Posture*. julho de 2025;120:150–60.
15. Tesio L, Rota V. The Motion of Body Center of Mass During Walking: A Review Oriented to Clinical Applications. *Front Neurol*. 20 de setembro de 2019;10:999.
16. Sethi D, Bharti S, Prakash C. A comprehensive survey on gait analysis: History, parameters, approaches, pose estimation, and future work. *Artificial Intelligence in Medicine*. julho de 2022;129:102314.
17. Allison K, Wrigley TV, Vicenzino B, Bennell KL, Grimaldi A, Hodges PW. Kinematics and kinetics during walking in individuals with gluteal tendinopathy. *Clinical Biomechanics*. 2016;32:56–63.
18. Ganderton C, Pizzari T, Harle T, Cook J, Semciw A. A comparison of gluteus medius, gluteus minimus and tensor fascia latae muscle activation during gait in post-menopausal women with and without greater trochanteric pain syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2017;33:39–47.
19. Allison K, Hall M, Hodges PW, Wrigley TV, Vicenzino B, Pua YH, et al. Gluteal tendinopathy and hip osteoarthritis: Different pathologies, different hip biomechanics. *Gait and Posture*. 2018;61:459–65.
20. Plinsinga ML, Ross MH, Coombes BK, Vicenzino B. Physical findings differ between individuals with greater trochanteric pain syndrome and healthy controls: A systematic review with meta-analysis. *Musculoskeletal Science and Practice*. 2019;43(January):83–90.
21. Blankenbaker DG, Ullrick SR, Davis KW, De Smet AA, Haaland B, Fine JP. Correlation of MRI findings with clinical findings of trochanteric pain syndrome. *Skeletal Radiology*. 2008;37(10):903–9.
22. Rompe JD, Segal NA, Cacchio A, Furia JP, Morral A, Maffulli N. Home training, local corticosteroid injection, or radial shock wave therapy for greater trochanter pain syndrome. *American Journal of Sports Medicine*. 2009;37(10):1981–90.
23. Shbeeb MI, Matteson EL. Trochanteric bursitis (greater trochanter pain syndrome). *Mayo Clinic Proceedings*. 1996;71(6):565–9.
24. Ferrer-Peña R, Moreno-Lopez M, Calvo-Lobo C, Lopez-De-Uralde-Villanueva I, Fernandez-Carnero J. Relationship of dynamic balance impairment with pain-

- related and psychosocial measures in primary care patients with chronic greater trochanteric pain syndrome. *Pain Medicine (United States)*. 2019;20(4):810–7.
25. Lievense A, Bierma-Zeinstra S, Schouten B, Bohnen A, Verhaar J, Koes BW. Prognosis of trochanteric pain in primary care. *British Journal of General Practice*. 2005;55(512):199–204.
 26. Pianka MA, Serino J, DeFroda SF, Bodendorfer BM. Greater trochanteric pain syndrome: Evaluation and management of a wide spectrum of pathology. *SAGE Open Medicine*. 2021;9:205031212110225.
 27. Fearon AM, Scarvell JM, Neeman T, Cook JL, Cormick W, Smith PN. Greater trochanteric pain syndrome: Defining the clinical syndrome. *British Journal of Sports Medicine*. 2013;47(10):649–53.
 28. Reid D. The management of greater trochanteric pain syndrome: A systematic literature review. *Journal of Orthopaedics*. 2016;13(1):15–28.
 29. Marc A. GH Juan; Childress. Título: Greater Trochanteric Pain Syndrome Autores: Gomez-Hoyos, Juan; Childress, Marc A. Livro: StatPearls [Internet] Local de publicação: Treasure Island (FL) Editora: StatPearls Publishing Data de publicação: 2022 Jan– Data de acesso: 2025-07-06 URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK562271/>. StatPearls Publishing; 2022.
 30. Woodley SJ, Nicholson HD, Livingstone V, Doyle TC, Meikle GR, Macintosh JE, et al. Lateral hip pain: Findings from magnetic resonance imaging and clinical examination. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2008;38(6):313–28.
 31. Kimpel DM, Garner CC, Magone KM, May JH, Lawless MW. Greater trochanteric hip pain. *Orthopaedic Nursing*. 2014;33(2):95–9.
 32. Mallow M, Nazarian LN. Greater trochanteric pain syndrome diagnosis and treatment. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*. 2014;25(2):279–89.
 33. Miyasaki MR, Marcioli MAR, Cunha APRR da, Polesello GC, Marini MG, Fernandes KBP, et al. Greater trochanteric pain syndrome in women: Analysis of magnetic resonance, sagittal alignment, muscular strength and endurance of the hip and trunk. *International Journal of Rheumatic Diseases*. 2021;24(7):941–7.
 34. Woyski D, Olinger A, Wright B. Smaller insertion area and inefficient mechanics of the gluteus medius in females. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2013;35(8):713–9.
 35. Goldman LCDRAH, Land EV, Adsit MH, Balazs CGC. Hip Stability May Influence the Development of Greater Trochanteric Pain Syndrome: A Case-Control Study of Consecutive Patients. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. 2020;8(11):1–6.
 36. Kinsella R, Semciw AI, Hawke LJ, Stoney J, Choong PFM, Dowsey MM. Diagnostic Accuracy of Clinical Tests for Assessing Greater Trochanteric Pain

- Syndrome: A Systematic Review With Meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. janeiro de 2024;54(1):26–49.
37. Freitas A, Rosa TM, Macedo Neto SLD, Bandeira VDC, Souto DRDM, Barin FR. FABREX: a new clinical test for diagnosis gluteal tendinopathy. *Acta ortop bras*. 2022;30(2):e241045.
 38. Christopher SM, McCullough J, Snodgrass SJ, Cook C. Do alterations in muscle strength, flexibility, range of motion, and alignment predict lower extremity injury in runners: a systematic review. *Arch Physiother*. dezembro de 2019;9(1):2.
 39. Foch E, Brindle RA, Milner CE. Weak associations between hip adduction angle and hip abductor muscle activity during running. *Journal of Biomechanics*. 2020;110:109965.
 40. Allison K, Vicenzino B, Bennell KL, Wrigley TV, Grimaldi A, Hodges PW. Kinematics and kinetics during stair ascent in individuals with Gluteal Tendinopathy. *Clinical Biomechanics*. dezembro de 2016;40:37–44.
 41. Allison K, Vicenzino B, Wrigley TV, Grimaldi A, Hodges PW, Bennell KL. Hip Abductor Muscle Weakness in Individuals with Gluteal Tendinopathy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2016;
 42. Silva LO, Da Cunha APRR, Cardoso JR, Macedo CDSG. Performance, measurement properties and discriminant analysis of functional tests for women with greater trochanter pain syndrome. *Musculoskeletal Science and Practice*. abril de 2025;76:103256.
 43. Wilson IB. Linking Clinical Variables With Health-Related Quality of Life: A Conceptual Model of Patient Outcomes. *JAMA*. 4 de janeiro de 1995;273(1):59.
 44. Patrick DL, Burke LB, Gwaltney CJ, Leidy NK, Martin ML, Molsen E, et al. Content Validity—Establishing and Reporting the Evidence in Newly Developed Patient-Reported Outcomes (PRO) Instruments for Medical Product Evaluation: ISPOR PRO Good Research Practices Task Force Report: Part 1—Eliciting Concepts for a New PRO Instrument. *Value in Health*. dezembro de 2011;14(8):967–77.
 45. Manske R, Reiman M. Functional Performance Testing for Power and Return to Sports. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*. maio de 2013;5(3):244–50.
 46. Paiva EB, Azevedo DC, Pereira AL, Garcia AN, Percoppe de Andrade MA. Translation, cross-cultural adaptation and validation of the Brazilian Portuguese version of the Victorian Institute of Sports Assessment for Gluteal Tendinopathy patient reported-outcome measure (VISA-G.BR). *Musculoskeletal Science and Practice*. 2021;52(August 2020).
 47. Dobson F, Hinman RS, Roos EM, Abbott JH, Stratford P, Davis AM, et al. OARSI recommended performance-based tests to assess physical function in people diagnosed with hip or knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*. 2013;21(8):1042–52.

48. Pessoa BV, Arcuri JF, Labadessa IG, Costa JNF, Sentanin AC, Di Lorenzo VAP. Validity of the six-minute step test of free cadence in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Brazilian Journal of Physical Therapy*. 2014;18(3):228–36.
49. Bohannon RW, Steffl M, Glenney SS, Green M, Cashwell L, Prajerova K, et al. The prone bridge test: Performance, validity, and reliability among older and younger adults. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2018;22(2):385–9.
50. Lewis CL, Loverro KL, Khuu A. Kinematic Differences During Single-Leg Step-Down Between Individuals With Femoroacetabular Impingement Syndrome and Individuals Without Hip Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. abril de 2018;48(4):270–9.
51. Janse Van Rensburg L, Dare M, Louw Q, Crous L, Cockroft J, Williams L, et al. Pelvic and hip kinematics during single-leg drop-landing are altered in sports participants with long-standing groin pain: A cross-sectional study. *Physical Therapy in Sport*. julho de 2017;26:20–6.
52. Herman G, Nakdimon O, Levinger P, Springer S. Agreement of an Evaluation of the Forward-Step-Down Test by a Broad Cohort of Clinicians With That of an Expert Panel. *Journal of Sport Rehabilitation*. agosto de 2016;25(3):227–32.
53. Alter TD, Wichman DM, Fenn TW, Knapik DM, Espinoza Orias A, Nho SJ, et al. Hip and Pelvis Movement Patterns in Patients With Femoroacetabular Impingement Syndrome Differ From Controls and Change After Hip Arthroscopy During a Step-Down Pivot-Turn Task. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. fevereiro de 2024;12(2):23259671231169200.
54. Kemp JL, Mosler AB, Hart H, Bizzini M, Chang S, Scholes MJ, et al. Improving function in people with hip-related pain: A systematic review and meta-analysis of physiotherapist-led interventions for hip-related pain. *British Journal of Sports Medicine*. 2020;54(23):1382–94.
55. Lebleu J, Mahaudens P, Pitance L, Roclat A, Briffaut JB, Detrembleur C, et al. Effects of ankle dorsiflexion limitation on lower limb kinematic patterns during a forward step-down test: A reliability and comparative study. *BMR*. 28 de novembro de 2018;31(6):1085–96.
56. Rabin A, Portnoy S, Kozol Z. The Association of Ankle Dorsiflexion Range of Motion With Hip and Knee Kinematics During the Lateral Step-down Test. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. novembro de 2016;46(11):1002–9.
57. Rida I, Bouridane A, Marcialis GL, Tueri P. Improved Human Gait Recognition. Em: Murino V, Puppo E, organizadores. *Image Analysis and Processing — ICIAP 2015* [Internet]. Cham: Springer International Publishing; 2015 [citado 6 de julho de 2025]. p. 119–29. (Lecture Notes in Computer Science; vol. 9280). Disponível em: http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-23234-8_12
58. De Leva P. Adjustments to Zatsiorsky–Seluyanov’s segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*. 1996;29(9):1223–1230.

59. Higgs JP, Diamond LE, Saxby DJ, Barrett RS, Graham DF. Individual muscle contributions to the acceleration of the centre of mass during gait in people with mild-to-moderate hip osteoarthritis. *Gait & Posture*. julho de 2023;104:151–8.
60. Esbjörnsson AC, Naili JE. Functional movement compensations persist in individuals with hip osteoarthritis performing the five times sit-to-stand test 1 year after total hip arthroplasty. *J Orthop Surg Res*. dezembro de 2020;15(1):151.
61. Pincheira PA, De La Maza E, Silvestre R, Guzmán-Venegas R, Becerra M. Comparison of total hip arthroplasty surgical approaches by Statistical Parametric Mapping. *Clinical Biomechanics*. fevereiro de 2019;62:7–14.
62. Alarifi SM, Herrington LC, Althomali OW, Alenezi F, Bin Sheeha B, Jones RK. Biomechanical Analysis After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction at the Return-to-Sport Time Point. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. maio de 2025;13(5):23259671251340302.
63. Kannan AS, Hartwell MJ, Grace T, Hammond E, Soriano KKJ, Souza RB, et al. Correlating Biomechanical Gait Analysis With Patient-Reported Outcomes After Hip Arthroscopy for Femoroacetabular Impingement Syndrome. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. 1º de setembro de 2022;10(9):23259671221121352.
64. Yared F, Massaad A, Bakouny Z, Otayek J, Bizdikian AJ, Ghanimeh J, et al. Differences in Kinematic Changes From Self-Selected to Fast Speed Gait in Asymptomatic Adults With Radiological Signs of Femoro-Acetabular Impingement. *Cureus* [Internet]. 18 de agosto de 2023 [citado 6 de julho de 2025]; Disponível em: <https://www.cureus.com/articles/160606-differences-in-kinematic-changes-from-self-selected-to-fast-speed-gait-in-asymptomatic-adults-with-radiological-signs-of-femoro-acetabular-impingement>

APÊNDICES

APÊNDICE A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidada a participar da pesquisa intitulada “**Análise da dor, nível de atividade física, funcionalidade, cinemática da marcha e força muscular de mulheres com Dor Lateral do Quadril**”, que será desenvolvida no metrado da aluna Laryssa Oliveira e no doutorado da aluna Amanda Paula Ricardo Rodrigues da Cunha, e coordenada pela Profª Drª Christiane de Souza Guerino Macedo. Esse documento é entregue para sua leitura e assinatura, caso aceite em participar da pesquisa.

Você não deve participar contra a sua vontade. Leia atentamente as informações abaixo e faça qualquer pergunta que desejar, para que todos os procedimentos desta pesquisa sejam esclarecidos. Nosso trabalho tem como objetivo analisar os aspectos físicos, funcionais e mecânicos por meio do seu desempenho em testes físicos e funcionais.

Os riscos relacionados com a sua participação são os mínimos possíveis, visto que não serão utilizados nenhum método invasivo, você será avaliada em um local seguro e adaptado para a avaliação. Você realizará testes de movimentos, avaliação física e entrevista. Alguns possíveis riscos podem acontecer como: fadiga muscular ou lesões durante os testes. Na eventualidade de qualquer dano, os pesquisadores asseguram o seu tratamento fisioterápico integral sem nenhum custo financeiro, no projeto de extensão de Fisioterapia Esportiva, coordenado pela professora Drª Christiane de Souza Guerino Macedo. Os pesquisadores asseguram a sua privacidade quanto a identidade e aos dados envolvidos no estudo, os quais serão utilizados de forma global e exclusivamente para fins de ensino, pesquisa e divulgação científica.

Para isto, você será submetida a uma avaliação inicial, que ocorrerá após o aceite em participar do estudo, a avaliação ocorrerá em dois dias num intervalo de uma semana entre a primeira e segunda avaliação, assim, será agendado os dias e horários em comum acordo entre você e os pesquisadores para o início das atividades. Você deverá comparecer no Laboratório de Biomecânica Aplicada da Universidade Estadual de Londrina localizado no setor CEFE-UEL na Rodovia Celso Garcia Cid, PR-445, Km 380 - Campus Universitário, Londrina - Paraná. No primeiro dia irá preencher uma ficha com seus dados pessoais (nome, idade, data de nascimento, peso, altura, membro inferior dominante) e entrevistas sobre seu histórico de dor, nível de atividade física, qualidade de vida e funcionalidade. Neste dia também será realizado por meio de um sorteio aleatório, a avaliação com os testes funcionais de sentar e levantar da cadeira, um teste de subir e descer um lance de escadas, o outro teste de caminhada de 3 metros cronometrado para avaliação dos seus movimentos durante a caminhada de 15 metros, e dois testes de movimento do membro inferior sobre um step, essa avaliação será realizada numa

sala adaptada e o registro de seu desempenho será filmado para análise posterior, além disso você realizará essas medidas com marcadores que serão fixados em algumas partes do seu corpo, sem qualquer método invasivo ou dor.

No segundo dia você será avaliada novamente com os testes de teste de sentar e levantar da cadeira, um teste de subir e descer um lance de escadas e o outro teste de caminhada de 3 metros cronometrado. Além disso, será realizada a avaliação da força muscular por meio de testes físicos

Os benefícios recebidos são relativos aos resultados das avaliações que serão discutidos individualmente com você. Você saberá de acordo com seus resultados um laudo de seu desempenho que poderá auxiliar na prescrição de exercícios ou tratamento clínico.

Você receberá uma via do termo de consentimento. Todavia, lembramos que o você poderá recusar a continuar participando da pesquisa, a qualquer momento, e que também poderá retirar o seu consentimento, sem que isso lhe traga qualquer prejuízo. Você não terá nenhuma despesa e também não receberá nenhuma remuneração. Os resultados da pesquisa serão analisados e publicados, mas sua identidade será preservada. O Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) é responsável por defender os interesses dos sujeitos em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro dos padrões éticos.

Em caso de tenha dúvidas ou necessidade de mais esclarecimentos você poderá contatar a Prof. Dra. Christiane de Souza Guerino Macedo, Av. Robert Kock 60, Departamento de Fisioterapia, telefone: 43 3371-2288, e-mail: chmacedo@uel.br, ou procurar o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres, situado junto ao LABESC – Laboratório Escola, no Campus Universitário, telefone 3371-5455, e-mail: cep268@uel.br.

Eu, _____, RG nº _____, declaro que é de livre e espontânea vontade que estarei como participante desta pesquisa. Eu declaro que li cuidadosamente este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e que, após sua leitura, tive oportunidade de fazer perguntas sobre o conteúdo, como também sobre a pesquisa e recebi explicações que responderam por completo minhas dúvidas. E declaro, ainda, estar recebendo uma via assinada deste Termo.

Londrina, _____ de _____ de 2022.

Nome da participante da pesquisa	Data	Assinatura
----------------------------------	------	------------

Profª. Drª Christiane de S. Guerino Macedo

Nome do pesquisador principal	Data	Assinatura
-------------------------------	------	------------

APÊNDICE B

FICHA DE AVALIAÇÃO

Data: ____ / ____ / ____ N° do protocolo: _____

Nome Completo:			
Endereço:			
Tel:		Cel:	
Idade:	Peso:	Altura:	IMC:
Etilismo: () Sim () Não		Tabagismo: () Sim () Não	
Nível de Escolaridade:			
Profissão:			
Atividade Física: () Sim: Modalidade: _____ () Não Tempo de prática: _____ Frequência: _____			
Dominância: () Direito () Esquerdo			
Membro afetado: () Direito () Esquerdo			
Há quanto tempo você sente dor no quadril?			
Já realizou algum procedimento cirúrgico nos membros inferiores? () Sim () Não Se sim, há quanto tempo? _____			
Realizou infiltração no quadril nos últimos 6 meses? () Sim () Não			
Realizou algum outro tipo de tratamento para o quadril nos últimos 6 meses? () Sim () Não			
Você teve algum episódio de dor lombar (parte inferior das costas) nos últimos 6 meses? () Sim () Não			
Medicamentos em uso: () Sim () Não. Qual?			
Escala Visual Analógica de Dor 			

ANEXOS

ANEXO A

QUESTIONÁRIO VISA - G

Por favor, marque somente uma resposta para cada questão. Escolha a opção que mais se adapta a você. Pode ser que não seja perfeita. Todas as questões são relacionadas à sua dor no QUADRIL.

Questão 1: Minha dor no quadril geralmente é ...

10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

Questão 2: Eu consigo me deitar sobre o meu quadril doloroso:

- 10 | Por mais de 1 hora.
- 7 | Por 30 minutos a 1 hora, depois tenho que mudar de posição.
- 5 | Por 15 a 30 minutos, depois tenho que mudar de posição.
- 2 | Por 5 a 15 minutos, depois tenho que mudar de posição.
- 0 | Eu não consigo deitar sobre o meu quadril.

Questão 3: Ao subir ou descer um lance de escadas:

- 10 | Eu consigo usar as escadas normalmente sem dor no quadril.
- 7 | Eu consigo usar as escadas normalmente com um pouco de dor no quadril.
- 5 | Eu consigo usar as escadas normalmente com o apoio do corrimão devido à dor no quadril.
- 2 | Eu consigo usar as escadas, subo/desço um degrau de cada vez e com o apoio do corrimão devido à dor no quadril.
- 0 | Eu não consigo usar as escadas de maneira alguma por causa da dor no quadril.

Questão 4: Ao subir ou descer uma rampa ou ladeira:

- 10 | Eu consigo subir ou descer uma ladeira ou rampa normalmente sem dor no quadril.
- 7 | Eu consigo subir ou descer uma ladeira ou rampa normalmente com pouca dor no quadril.
- 5 | Eu tenho certa dificuldade de subir ou descer uma ladeira ou rampa devido à dor no quadril.
- 2 | Eu tenho muita dificuldade de subir ou descer ladeiras ou rampas devido à dor no quadril.
- 0 | Eu não consigo subir ou descer uma ladeira ou rampa devido à dor no quadril.

Questão 5: Após ficar sentado por 30 minutos, levantar e começar a andar...

- 10 | Não é um problema.

- 7 | É difícil durante os passos iniciais.
- 5 | Eu tenho que ficar parado(a) por alguns poucos segundos antes de começar a andar.
- 2 | Eu tenho que ficar parado(a) por menos de 20 segundos antes de começar a andar.
- 0 | Eu tenho que ficar parado(a) por mais de 20 segundos antes de começar a andar.

Questão 6: Tarefas em casa, ao redor da casa (quintal, garagem ou jardim) ou atividade parecida:

- 10 | Eu consigo realizar tarefas em casa e/ou ao redor da casa por 1 hora ou mais.
- 7 | Devido à dor no quadril, eu consigo realizar tarefas em casa e/ou ao redor da casa durante o tempo de 30 a 60 minutos.
- 5 | Devido à dor no quadril, eu consigo realizar pouquíssimas tarefas em casa e/ou ao redor da casa.
- 2 | Devido à dor no quadril, eu consigo realizar poucas tarefas em casa, mas não consigo fazer tarefa alguma ao redor da casa.
- 0 | Devido à dor no quadril, eu não realizo tarefa alguma em casa ou ao redor da casa.

Questão 7: Atualmente, você tem feito exercícios regulares, atividades físicas ou praticado esportes?

- 10 | Sim. Eu consigo me exercitar como antes.
- 7 | Um pouco menos do que antes.
- 4 | Muito menos do que antes.
- 0 | Não. Eu não consigo, não quero ou não tenho tempo de praticar exercícios físicos.

A Questão 8 tem TRÊS seções. Por favor, responda SOMENTE UMA DELAS (A, B ou C), de acordo com a resposta da pergunta abaixo:

Sua dor atual no quadril afeta sua capacidade de realizar atividades em que você precisa suportar o peso do seu corpo, como andar, fazer compras, correr ou agachar?

Seção A: Minha dor no quadril é tão intensa que me impede de andar, fazer compras, correr ou fazer outra atividade em que eu precise suportar o peso do meu corpo.

Se isso acontece com você, quanto dessas atividades você faz por dia?

- 0 | Eu não realizo qualquer atividade a mais com minhas pernas. Somente me movimento dentro de casa.
- 2 | Eu faço essas atividades por menos de 10 minutos por dia.
- 5 | Eu faço essas atividades por 10 a 19 minutos por dia.
- 7 | Eu faço essas atividades por 20 a 29 minutos por dia.
- 10 | Eu faço essas atividades por mais de 30 minutos por dia.

Seção B: Minha dor no quadril está presente enquanto me exercito, mas ela não me impede de andar, fazer compras, correr ou fazer outra atividade em que eu precise suportar o peso do meu corpo.

Se isso acontece com você, quanto dessas atividades você faz por dia?

- 0 | Eu não realizo qualquer atividade a mais com minhas pernas. Somente me movimento dentro de casa.
- 5 | Eu faço essas atividades por menos de 10 minutos por dia.
- 10 | Eu faço essas atividades por 10 a 19 minutos por dia.

15 | Eu faço essas atividades por 20 a 29 minutos por dia.

20 | Eu faço essas atividades por mais de 30 minutos por dia.

Seção C: Se você não sente dor enquanto anda, faz compras, corre ou faz outra atividade em que você precise suportar o peso do seu corpo.

Se isso acontece com você, quanto dessas atividades você faz por dia?

6 | Eu não realizo qualquer atividade a mais com minhas pernas. Somente me movimento dentro de casa.

12 | Eu faço essas atividades por menos de 10 minutos.

18 | Eu faço essas atividades por 10 a 19 minutos.

24 | Eu faço essas atividades por 20 a 29 minutos.

30 | Eu faço essas atividades por mais de 30 minutos.

PONTUAÇÃO TOTAL= /100:

Pontuação:

Q1: 10 – x

Q2-Q6: Primeira opção = 10, 2ª = 7, 3ª = 5, 4ª = 2, 5ª opção = 0

Q7: Primeira opção = 10, 2ª = 7, 3ª = 4, 4ª = 0

Q8: Seção A primeira opção = 0, 2ª = 2, 3ª = 5, 4ª = 7, última/5ª opção = 10

Seção B primeira opção = 0, 2ª = 5, 3ª = 10, 4ª = 15, última/ 5ª opção = 20

Seção C primeira opção = 6, 2ª = 12, 3ª = 18, 4ª = 24, última/5ª opção = 30