



LISBOA

UNIVERSIDADE
DE LISBOA

Universidade de Lisboa
Faculdade de Motricidade Humana



Como pode a frequência da passada influenciar os fatores de risco para a síndrome da banda iliotibial em atletas femininas de trail?

Dissertação elaborada com vista à obtenção do Grau de Mestre
em Treino de Alto Rendimento

Orientadora:

Doutora Sílvia Arsénio Rodrigues Cabral, investigadora auxiliar da Faculdade Motricidade Humana da Universidade de Lisboa

Juri:

Presidente:

Doutora Maria João de Oliveira Valamatos, professora auxiliar da Faculdade Motricidade Humana da Universidade de Lisboa

Vogais:

Doutor Paulo Ricardo Miranda Oliveira, professor adjunto da Egas Moniz School of Health and Science

Doutora Sílvia Arsénio Rodrigues Cabral, investigadora auxiliar da Faculdade Motricidade Humana da Universidade de Lisboa

André Filipe Coelho Rangel

2 de julho 2025

Agradecimentos

Primeiramente gostaria de exprimir a maior gratidão aos meus pais, que foram sem dúvida o meu maior suporte nestes dois anos e meio de mestrado, por acreditarem sempre em mim e pelo apoio incondicional que me deram.

Um agradecimento especial à professora Sílvia Cabral, por ter sido uma mestre, e por toda a paciência, dedicação, orientação, por partilhar o seu conhecimento e ter sido uma inspiração profissional ao longo da minha orientação.

Ao meu treinador atual e também treinador de formação, Vítor Silva, por ter sido uma referência para mim no desporto, ensinando-me valores e contribuir para o meu crescimento não só como atleta, mas também como pessoa.

À Faculdade Motricidade Humana, em especial ao Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional, a todos os docentes e colegas que fizeram parte do meu percurso académico, pelo bom ambiente e aprendizagem que me proporcionaram.

Ao Complexo Municipal de Atletismo de Setúbal pela cedência do espaço para as recolhas de dados e pela disponibilidade de material. Agradeço também minhas amigas Maria e Sofia, pela disponibilidade em ajudar nas recolhas, contribuindo para uma dinâmica mais eficiente no processo.

Às atletas que se disponibilizaram para participar nas recolhas. A sua colaboração foi fundamental para o desenvolvimento da tese.

À professora Vera Moniz-Pereira, que orientou o estágio de verão no laboratório, pela partilha de conhecimento e pela disponibilidade, que foram determinantes para a minha aquisição de competências na área e para o desenvolvimento desta dissertação.

Por último, agradeço também à minha família, amigos, colegas de treino por todas as forças e motivação que me deram ao longo do percurso.

Resumo

A síndrome da banda da iliotibial é uma das lesões mais comuns entre corredoras, especialmente em atletas de trail running, sendo influenciada por fatores biomecânicos como a carga mecânica e os padrões de movimento durante a corrida. O objetivo deste trabalho foi analisar a relação entre a frequência da passada e dos fatores de risco biomecânicos, nomeadamente a carga cumulativa e os ângulos intersegmentares da anca e joelho. Participaram sete atletas femininas de trail running, que realizaram testes de corrida num terreno irregular com sensores inerciais e palmilhas de pressão para recolha de dados cinemáticos e dinâmicos. Os resultados não encontraram correlação significativa entre a frequência da passada e a carga cumulativa, nem com os ângulos articulares analisados. A literatura sugere que uma menor frequência da passada pode aumentar o risco de lesões devido à maior carga cumulativa e alterações biomecânicas, mas os resultados deste trabalho não comprovam essa hipótese. A limitação da amostra e a variabilidade do terreno podem ter influenciado os dados.

Palavras-chave: biomecânica, corrida, cinemática, carga cumulativa, ângulos articulares, anca, joelho, lesões, força de reação do solo, análise do movimento

Abstract

Iliotibial band syndrome is one of the most common injuries among female runners, particularly in trail running athletes, and is influenced by biomechanical factors, including mechanical load and movement patterns during running. The aim of this study was to analyze the relationship between stride frequency and biomechanical risk factors, namely cumulative load and intersegmental angles of the hip and knee. Seven female athletes participated, performing running tests on uneven terrain with inertial sensors and pressure insoles to collect kinematic and dynamic data. The results did not find a significant correlation between stride frequency and cumulative load, nor with the analyzed joint angles. The literature suggests that a lower stride frequency may increase the risk of injuries due to higher cumulative load and biomechanical alterations, but the results of this study do not support that hypothesis. The sample size limitation and terrain variability may have influenced the data.

Keywords: biomechanics, running, kinematics, cumulative load, joint angles, hip, knee, injuries, ground reaction force, movement analysis

Índice

Introdução.....	6
História e evolução do Trail.....	6
Biomecânica da corrida.....	8
Epidemiologia	11
Localização e tipo das lesões na corrida de trail	11
Fatores de risco da síndrome da banda iliotibial relacionados com a corrida	12
Metodologia	17
Desenho de estudo.....	17
Amostra	17
Recolha de dados	18
Processamento de dados	21
Análise estatística	23
Resultados e discussão	24
Conclusão.....	29
Agradecimentos.....	30
Referências Bibliográficas	31
Anexos	39
Anexo 1 – Questionário de seleção.....	39
Anexo 2 – Consentimento Informado Livre e Esclarecido	41
Assinatura do Consentimento Informado, Livre e Esclarecido.....	45
Anexo 3 – Comparação dos dados originais com os dados filtrados dos ângulos da adução da anca, da rotação interna do joelho e da força de reação ao solo	46

Índice das Tabelas

Tabela 1. Categorização por Distância.....	7
Tabela 2. Categorias da corrida de Trail.....	7
Tabela 3. Fatores de risco durante a fase de apoio em corredores com e sem síndrome da banda iliotibial	14
Tabela 4. Valores médios e desvios padrão das variáveis em estudo	26

Índice das Figuras

Figura 1. Ciclo de da Corrida (Dugan & Bhat, 2005)	8
Figura 2. Esquema de montagem da recolha de dados	18
Figura 3. Colocação dos sensores inerciais	20
Figura 4. Ângulo da anca no plano frontal ao longo da fase de apoio. Cada curva representa a média das repetições para cada uma das participantes.....	25
Figura 5. Ângulo do joelho no plano transversal ao longo da fase de apoio. Cada curva representa a média das repetições para cada uma das participantes.....	25
Figura 6. Correlação de Spearman entre a Adução da anca e Frequência da passada	27
Figura 7. Correlação de Spearman entre a Rotação interna do joelho e Frequência da passada.....	27
Figura 8. Correlação de Spearman entre a Carga cumulativa e Frequência da passada	28
Figura 9. Comparação dos dados originais com os dados filtrados dos ângulos da adução da anca durante uma passada; início da passada azul), final da passada (vermelho), Pico de adução da anca (verde); extraídos do Visual 3D	46
Figura 10. Comparação dos dados originais com os dados filtrados dos ângulos da rotação interna do joelho durante uma passada; início da passada azul), final da passada (vermelho), Pico de rotação interna do joelho (verde); extraídos do Visual 3D	47
Figura 11. Comparação dos dados originais com os dados filtrados da força de reação do solo durante uma passada.....	47

Introdução

História e evolução do Trail

A Corrida em Trilha (em inglês, *Trail Running*) é uma corrida pedestre que decorre em ambiente natural e terrenos naturais variados, como montanhas, desertos, florestas ou planícies, onde no máximo, 20% do percurso total efetuado pode ser em estrada pavimentada, e o terreno é altamente alterável, incluindo muitas vezes subidas e descidas significativas (International Trail Running Association, 2023a).

O primeiro registo duma corrida de Trail remonta a 1040, na Escócia, quando o rei Malcom Canmore organizou uma corrida pelas colinas, em Braemar com o objetivo de selecionar os seus carteiros para o reino. Durante os séculos seguintes foram encontradas referências que a corrida era utilizada como meio de transporte de correio ou levar mensagens (Pro Trail Runners Association, 2023). Os primeiros vestígios de competição da modalidade apareceram no Reino Unido, no século XIX, começando-se a organizar corridas de forma regular pelas montanhas, unicamente pelo prazer de correr. Começou por distâncias curtas, entre 2 e 5 quilómetros, chegando atualmente às distâncias de uma competição de corta-mato. Em 1820 o *Trail Running* surge como disciplina nos jogos ao ar livre *Hare and Hounds* (em português, Lebre e cães de caça) (Pro Trail Runners Association, 2023).

Mais recentemente, em julho de 2013, foi fundada a Associação Internacional de Trail Running (em inglês, *International Trail Running Association - ITRA*), na sequência do 1º Congresso Internacional de Trail Running, que decorreu em setembro de 2012 em Courmayeur, Itália, e contou com 150 participantes de 18 países, reunindo atletas, treinadores, organizadores de competições, fabricantes de equipamento e meios de comunicação social. Atualmente são 53 países dos 5 continentes que representam a ITRA (International Trail Running Association, 2023). Em 2015, o Trail Running foi também reconhecido como uma disciplina do Atletismo, associando a ITRA e a World Athletics, de modo a desenvolver e promover a modalidade (International Trail Running Association, 2023b).

As corridas de Trail são caracterizadas pela distância e pelo desnível.

A categorização por distância é feita como demonstrado na Tabela 1 (Associação de Trail Running de Portugal, 2023):

Tabela 1. Categorização por Distância

Categoria	Distância (Km)
Trail Curto (TC)	até 21,0975Km
Trail Longo (TL)	de 21,0975 Km até 42,195Km
Trail Ultra Médio (TU M)	de 42 a 69 Km
Trail Ultra Longo (TU L)	de 70 a 99 Km
Trail Ultra Endurance (TU XL)	mais de 100 Km

O desnível é a acumulação da variação da altimetria. Pode ser positivo, quando existe um ganho de altitude, e negativo, quando existe uma perda de altitude, e mede-se pela soma entre os desníveis positivos e os desníveis negativos.

Juntando isto, as corridas de Trail são classificadas por categorias (Tabela 2) através da fórmula "Km-esforço". Esta fórmula é obtida pela equação 1:

$$Distância\ total\ (Km) + \frac{Desnível\ (m)}{100} = "Km - esforço" \quad (1)$$

Tabela 2. Categorias da corrida de Trail

Categoria	Km-esforço
XXS	0 a 24
XS	25 a 44
S	45 a 74
M	75 a 114
L	115 a 154
XL	155 a 209
XXL	210 ou superior

O Trail Running é a disciplina de corrida *off-road* mais popular. Ao longo dos anos, a popularidade do Trail running tem vindo a aumentar, tendo cada vez mais praticantes e mais competidores (Scheer et al., 2020). A popularidade nestes eventos tem aumentado especialmente nos últimos 25 anos, nomeadamente em corridas de ultramaratona, onde se observou um aumento exponencial da sua participação. Nos EUA, o número de praticantes cresceu consideravelmente, passando de cerca de 4,8 milhões de participantes em 2009 para 9,1 milhões em 2017 (Statista, 2018). Embora não existam dados fiáveis sobre a sua evolução em Portugal, é evidente que o seu crescimento não parece ser uma questão temporária. A sua popularidade é devido à sua facilidade da prática, pois não necessita de equipamento especializado ou de qualquer tipo de instalações.

Com o aumento da popularidade e o aumento de eventos e corridas de *trail running*, a modalidade está a tornar-se uma alternativa popular à corrida em estrada. Apesar de muitas razões para o crescimento da modalidade, o principal foco dos investigadores é a sua influência tanto no desempenho da corrida como no -risco de lesões (Hoffman & Wegelin, 2009).

Biomecânica da corrida

O ciclo da corrida está dividido em duas fases: fase de apoio (em que o corredor tem um pé em contacto com o solo) e fase de voo (em que o corredor não possui nenhum membro em contacto com o solo). Estas duas fases dividem-se depois em mais duas fases. Na fase de apoio incluem-se o contacto inicial (instante de receção ao solo e aceitação do peso) e a fase de impulsão (período de propulsão para a próxima fase de voo). A fase de voo subdivide-se na fase de balanço, em que como o nome indica, a perna que fez a propulsão balança no sentido do movimento, e a outra, de recuperação prepara a receção ao solo (Figura 1) (Canata et al., 2022; Novacheck, 1998; Thordarson, 1997).

Num ciclo da corrida, a fase de apoio dura normalmente 40% e a fase de voo 60% do ciclo. Estes valores são mais variáveis na corrida comparativamente à marcha devido à maior variação na velocidade (Õunpuu, 1990). À medida que a velocidade aumenta, ocorre uma redução na fase de apoio, enquanto a duração da fase de voo aumenta. (Dugan & Bhat, 2005; Thordarson, 1997).

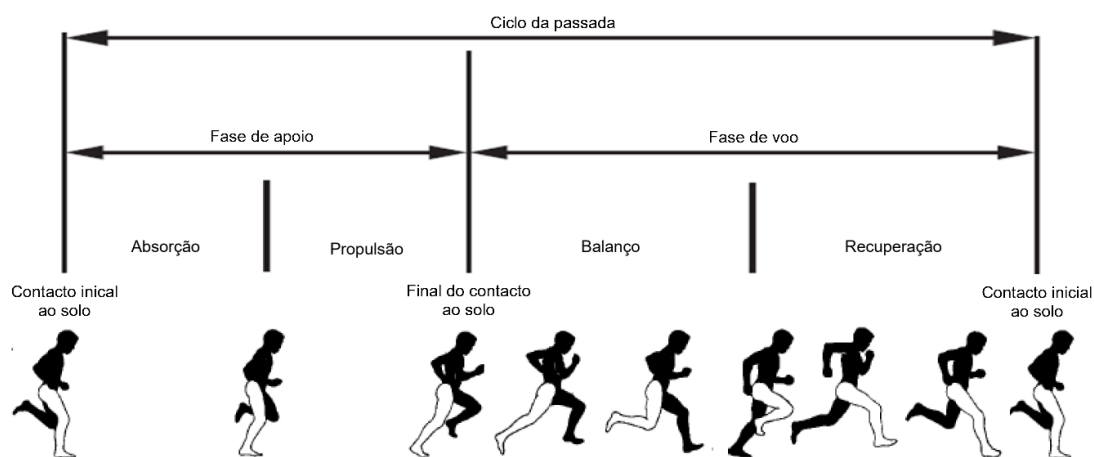


Figura 1. Ciclo da Corrida (Dugan & Bhat, 2005)

O ciclo da corrida inicia-se na fase de apoio quando um pé entra em contato com a superfície do solo e inicia a aceitação do peso, conhecida como contato inicial. Em atividades como o jogging e corridas longas, aproximadamente 80% dos corredores fazem o contato inicial com o retopé. Nesta fase, as articulações da coxofemoral e do joelho fletem ligeiramente, de modo que a coxa se posicione à frente do corpo, para absorver o choque provocado pelo impacto com o solo. Consequentemente, existe uma desaceleração do centro de massa, até este se encontrar no ponto mais baixo (Novacheck, 1998; Thordarson, 1997). Simultaneamente, no plano frontal, ocorre adução da anca em relação à bacia quando o membro recebe a carga, o que funciona como um mecanismo de absorção de choque (Novacheck, 1998). Os movimentos de todas as articulações dos membros inferiores estão inter-relacionados. Em consequência disso, a pélvis, o fêmur e a tibia rodam inicialmente internamente durante a fase de apoio (Thordarson, 1997).

Subsequentemente, através de um apoio rápido e ativo pelo terço anterior do pé, num movimento em *grifée*¹, o centro de massa é impulsionado para cima e para a frente, passando assim para a fase da impulsão. Nesta fase o objetivo principal é criar o impulso necessário para o corpo se deslocar para a frente, sendo então considerada a fase mais importante da corrida, uma vez que é apenas durante o contato com o solo que este impulso pode ser gerado (Hanley, 2021). O impulso para a frente e para cima necessário para manter ou gerar a velocidade de corrida é produzido através da força de reação do solo, sendo a velocidade gerada também ajudada pela coxa da perna livre que deve subir rapidamente à horizontal, e ainda pelos braços (Dugan & Bhat, 2005). Deve-se então maximizar o final dessa fase com a extensão completa das articulações do tornozelo, joelho e anca da perna de apoio (Novacheck, 1998). A Força de Reação do Solo surge da interação entre o pé e o solo, na qual o pé e o solo exercem uma força igual e oposta um sobre o outro. A força pode ser decomposta em 3 componentes: mediolateral (eixo X) anterior-posterior (eixo Y) e vertical (eixo Z). Durante a corrida, a componente de maior intensidade é a vertical, podendo atingir 3 a 4 vezes o peso corporal. A força de reação na direção anterior-posterior é responsável pela desaceleração do centro de massa nos primeiros 50% da passada, e seguidamente pela aceleração na fase propulsiva nos últimos 50% da passada (Thordarson, 1997).

Após a fase de apoio, inicia-se a fase de voo. A fase de voo inicia-se quando o corpo é projetado e perde o contato com o solo e é durante esse período que ambas as pernas não estão em contato com o solo. No plano sagital, o membro que perde o

¹ Movimento do pé no chão de forma dinâmica para baixo e para trás

contacto começa entra em flexão durante toda a zona de balanço. Na fase de recuperação da fase de voo, no plano sagital, o membro que vinha em balanço começa a preparar-se para entrar em contato com o solo ao estender-se até à aterragem. Ocorre uma extensão máxima da anca e joelho seguindo-se uma ligeira flexão do joelho para absorver o impacto do novo ciclo (Dugan & Bhat, 2005; Novacheck, 1998). No entanto há um leve movimento de abdução da anca no plano frontal (Novacheck, 1998), enquanto no plano transversal o membro que vai receber o impacto inicia um movimento de rotação interna (Thordarson, 1997). Segundo Sabater Pastor et al. (2023), não foram registadas diferenças entre medidas biomecânicas entre corredores de trail e corredores de estrada.

A velocidade de cada atleta é determinada por dois fatores: a frequência da passada, que corresponde ao inverso da duração da passada, sendo esta definida como o período entre o contacto inicial de um pé e o contacto inicial seguinte desse mesmo pé; e a amplitude da passada, que corresponde ao comprimento de cada passada, ou seja, à distância entre o apoio de um pé e o apoio subsequente do mesmo pé (Cavanagh & Kram, 1998). A velocidade é de extrema importância porque determina a rapidez com que o corredor consegue terminar uma distância. A velocidade da corrida pode ser aumentada através do aumento da amplitude da passada ou da frequência da passada. Estes parâmetros estão interligados, no sentido em que não é possível melhorá-los simultaneamente (R. A. Mann & Hagy, 1980; Thordarson, 1997). Além da velocidade e do rácio entre frequência e amplitude da passada serem importantes para a performance, também afetam a carga mecânica, podendo relacionar-se com o aparecimento de lesões (Van Hooren et al., 2024) associadas à magnitude da força aplicada durante a fase de apoio (Mercer et al., 2003). Por outro lado, a carga não depende apenas da intensidade da força, mas também do tempo de aplicação da força, ou seja, do impulso. Além disso, focar no impulso por passo pode ser insuficiente, uma vez que o número de passos necessários para percorrer uma determinada distância varia com a velocidade e contribui também para o efeito cumulativo da força. Isso pode resultar numa discrepância entre o impulso por passo e o impulso total ao longo da corrida, ou seja a carga cumulativa, que é uma variável essencial para avaliar o impacto das diferentes condições de corrida no desenvolvimento de lesões (Van Hooren et al., 2024).

O cálculo da carga cumulativa pode ser realizado de várias formas, dependendo do número de ciclos considerados e do método utilizado para determinar a carga total. Segundo Gatti & Maly (2019), a carga cumulativa pode ser calculada através da soma dos impulsos aplicados nas passadas ao longo de uma determinada distância, podendo

ser utilizado diferentes abordagens como um número fixo de ciclos ou uma estimativa de uma corrida contínua. Por exemplo, Petersen et al. (2015) calculou a carga cumulativa através da multiplicação do impulso do joelho por passada pelo número de passadas necessárias para completar uma distância de 1000m. Já Firminger & Edwards (2016), calculou o impulso acumulado, multiplicando o impulso angular, que representa a carga rotacional do joelho, pelo número de passadas necessárias para percorrer 5000m. Edwards (2008) usou uma abordagem mais simples, em que multiplicou o número de ciclos de carga com a carga de pico ou um equivalente de impulso (Edwards, 2018). Embora seja sempre o impulso a multiplicar por um número de ciclos, o impulso pode ser calculado de duas formas, sendo que se o impulso for linear, calcula-se pelo integral da força em função do tempo, e o impulso angular pelo integral dos momentos ao longo do tempo (Gatti & Maly, 2019).

Epidemiologia

Embora a corrida seja uma atividade física benéfica para a saúde, existe também um elevado risco de lesões (C. T. Viljoen, Janse van Rensburg, et al., 2021). Um estudo prospectivo realizado na Austrália que teve a duração de 1 ano, concluiu que os desportos de corrida de longa distância são o número 2 do país com mais lesões (Gabbe & Finch, 2001). Noutro trabalho com uma amostra de 300 corredores, 199 (66%) sofreram pelo menos uma lesão, e dos corredores lesionados, 111 (56%) voltaram a sofrer mais do que uma lesão (Messier et al., 2018). A ocorrência de lesão tem um impacto negativo para os atletas, tendo sido demonstrado que pelo menos 85,4% dos atletas de trail tiveram que alterar o seu treino quando contraíram uma lesão e 79% indicaram que a sua lesão iria afetar o seu desempenho em competição (Gajardo-Burgos et al., 2021).

Localização e tipo das lesões na corrida de trail

A maioria das lesões na corrida de trail afeta os membros inferiores. Numa revisão sistemática que incluiu 16 estudos, concluiu-se que as principais zonas anatómicas afetadas por lesões relacionadas com a corrida de trail são os joelhos e os pés (C. T. Viljoen, Janse van Rensburg, et al., 2021). Outros estudos confirmam essa tendência, apontando que os joelhos e os tornozelos são as zonas mais afetadas (Matos et al., 2020; C. T. Viljoen, Janse van Rensburg, et al., 2021). Outros consideraram apenas que o joelho é a zona anatómica mais afetada por lesões relacionadas com a corrida de *trail* (Van Gent et al., 2007; C. T. Viljoen, Sewry, et al., 2021; Vincent et al., 2022).

De acordo com a literatura, as lesões mais comuns em corredores em geral incluem: síndrome compartimental crônica, síndrome da dor patelofemoral, síndrome da banda iliotibial, lesões meniscais e tendinopatia patelar (Ceyssens et al., 2019; Taunton et al., 2002; Van Gent et al., 2007; Wen, 2007). Já em corredores de *trail*, as principais lesões por sobrecarga são a síndrome da banda iliotibial, lesão nos tendões de Aquiles, lesão nos isquiotibiais, bolhas, tendinopatias e síndrome de stress tibial. (Ford et al., 2013; C. Viljoen et al., 2022; C. T. Viljoen, van Rensburg, et al., 2021; Vincent et al., 2022).

A Síndrome da Banda Iliotibial é uma das lesões de desenvolvimento gradual mais frequentes entre corredores, apresentando uma incidência anual que varia entre 7% a 14% (Taunton et al., 2002; M. P. Van Der Worp et al., n.d.; Van Gent et al., 2007). É caracterizada pela dor na região do côndilo femoral lateral ou ligeiramente inferior a ele, que ocorre após movimentos repetitivos do joelho (Bonoan et al., 2024). A banda iliotibial exerce forças de compressão sobre o côndilo, afetando o coxim adiposo, que é altamente inervado. Essa compressão estimula os mecanorreceptores da região, que levam à percepção da dor (Fairclough et al., 2006). A síndrome da banda iliotibial é a principal causa de dor lateral do joelho em corredores.

Fatores de risco da síndrome da banda iliotibial relacionados com a corrida

Muitos investigadores referem que os fatores de risco da síndrome da banda iliotibial parecem ser de natureza multifatorial, podendo ser agrupados em fatores não modificáveis e fatores modificáveis. Dentro dos fatores não modificáveis encontra-se o histórico de lesões anteriores (M. P. Van Der Worp et al., 2015), tendo sido também sugeridos por alguns autores o sexo e a idade. Dentro dos fatores modificáveis encontra-se a exposição a volumes elevados de treino (Van Gent et al., 2007) e fatores biomecânicos, como a técnica de corrida (Dudley et al., 2017; Hoffman & Wegelin, 2009; Messier et al., 2018; Noehren et al., 2007; H. Van Der Worp et al., 2016) e a carga mecânica durante o impacto (H. Van Der Worp et al., 2016).

Uma revisão sistemática afirma que o principal fator de risco é o historial de lesões anteriores, sendo referida em 62% dos artigos que investigaram (Saragiotto et al., 2014). O historial de lesões anteriores está relacionado com os fatores de risco biomecânicos uma vez que pode levar ao aparecimento de novas lesões devido a problemas biomecânicos não corrigidos ou a reabilitação incompleta da lesão (M. P. Van Der Worp et al., 2015). Por exemplo, os corredores podem adotar novos padrões biomecânicos ou técnica de corrida diferente após o regresso de uma lesão anterior, de

forma a proteger a estrutura lesionada, sobrecarregando uma nova articulação ou segmento e, em última análise, levar a novas lesões (Saragiotto et al., 2014). Esta hipótese está de acordo com estudos anteriores em que corredoras com historial da síndrome da banda iliotibial apresentaram variáveis biomecânicas de maior risco em relação ao grupo de controlo durante a corrida (Ferber et al., 2010; Noehren et al., 2007).

Alguns autores sugerem que as atletas do sexo feminino apresentam um risco significativamente maior de lesões de síndrome da banda iliotibial do que os homens, devido a diferenças biomecânicas observadas durante a corrida (Marais et al., 2024; Taunton et al., 2002). Apesar disso, Messier et al. (1995) não encontrou qualquer evidência do sexo como fator de risco para esta mesma lesão.

Relativamente à idade, Taunton et al. (2002) indica que os corredores mais jovens têm maior tendência de contrair a lesão do que corredoras com maior idade. Também noutro estudo que testou vários fatores de risco associados à síndrome da banda iliotibial conclui-se que os corredores com idades inferiores a 40 anos de idade têm maior incidência (Marais et al., 2024). Contrariamente, Messier et al. (1995) não identificou qualquer relação significativa entre a idade e a ocorrência de lesões da síndrome da banda iliotibial, sugerindo que não é um fator determinante para estas lesões.

A literatura relacionada com os fatores de risco modificáveis sugere que atletas que percorrem distâncias muito longas, seja em treino ou em competição, têm maior risco de desenvolver síndrome da banda iliotibial. Van Gent et al. (2007) e Messier et al. (1995) consideram que um dos fatores de risco para o aparecimento de lesões no joelho, entre elas a síndrome da banda iliotibial, é o excesso de Km por sessão de treino por semana. Num estudo que pretendia identificar os fatores de risco associados à síndrome da banda iliotibial em corredores de distâncias longas, concluiu-se que a participação nas corridas de maior distância estava associada a uma maior incidência da lesão (Marais et al., 2024). Pelo contrário, (Miller et al., 2007) não identificou qualquer relação significativa entre a distância semanalmente corrida e a ocorrência de lesões da síndrome da banda iliotibial.

No que diz respeito à técnica (cinemática) da corrida, diversos autores têm-se focado nos ângulos de adução da anca e da rotação interna do joelho, sugerindo algumas diferenças entre atletas que sofreram a síndrome da banda iliotibial e atletas saudáveis, como se pode ver na tabela 3.

Tabela 3. Fatores de risco durante a fase de apoio em corredores com e sem síndrome da banda iliotibial

	Lesão	Controlo
Pico de adução da anca (°)		
Noehren et al. (2007)	14,1° ± 2,5	10,6° ± 5,1
Foch et al. (2015)	16,6° ± 2,5	16,6° ± 1,9
Ferber et al. (2010)	10,39° ± 4,36	7,92° ± 5,84
Grau et al. (2011)	9° ± 3	13° ± 4
Pico rotação interna do joelho (°)		
Noehren et al. (2007)	3,9° ± 3,7	0,02° ± 4,6
Foch et al. (2015)	3,9° ± 6,4	3,2° ± 5,4
Ferber et al. (2010)	1,75° ± 5,94	-1,14° ± 4,96

Também nas atletas do sexo feminino se concluiu que as com historial de lesão da síndrome da banda iliotibial apresentam alterações biomecânicas significativas em comparação com as corredoras “saudáveis”, apontando como principais diferenças um aumento do pico de adução da anca e do pico de rotação interna do joelho (Aderem & Louw, 2015; Foch & Milner, 2014; Noehren et al., 2007).

Em estudos que analisaram a biomecânica da corrida em atletas femininas, foi demonstrado que estas apresentam um maior pico de adução e rotação interna da anca, e maior ângulo de abdução no joelho comparativamente com atletas do sexo masculino (Chumanov et al., 2008; Ferber et al., 2003; Noehren et al., 2012; Phinyomark et al., 2015). Acredita-se que esta diferença no movimento não sagital é uma das causas de várias lesões relacionadas com a corrida, como a síndrome da banda iliotibial (Noehren et al., 2007).

Para além das alterações cinemáticas da corrida, pensa-se que a carga mecânica possa ter um papel importante no desenvolvimento da síndrome da banda iliotibial. Tendo por base essa hipótese, de Souza Júnior et al. (2023) investigaram a associação de medidas da força de reação ao solo com corredores com síndrome da banda iliotibial, não encontrando relação entre os picos da força de reação do solo e a presença da síndrome da banda iliotibial, o que indica que a carga pode estar mais relacionada à repetição (efeito cumulativo) dessas forças.

Van Hooren et al. (2024) destacou que o número de passos dados para correr uma determinada distância pode variar conforme a velocidade e o gradiente da superfície, conduzindo assim a uma diferença entre a carga por passo e a carga total para

completar uma determinada distância (ou seja, carga cumulativa). Um estudo relevou que a carga cumulativa no joelho foi 80% mais elevada numa velocidade de corrida mais lenta do que numa velocidade de corrida mais rápida. Os investigadores concluíram que, apesar de se verificar uma menor carga no joelho (pelo momento de força, potência e trabalho articulares) em cada passada a velocidades mais lentas, a carga cumulativa articular foi superior, concluindo assim que correr a velocidades mais lentas pode colocar mais stress na articulação do joelho e aumentar potencialmente o risco de lesões no joelho. A explicação dada pelos autores foi baseada no aumento verificado no número de passos por distância a velocidades inferiores, ou por outras palavras, o efeito do aumento do tempo (número de vezes) em que cargas mais baixas foram aplicadas superou o efeito de cargas mais elevadas serem aplicadas durante menos tempo (Petersen et al., 2015).

Também R. Mann et al. (2015) verificou que à medida que a velocidade de corrida aumenta, o tempo de contacto e a duração da passada diminuem, enquanto que o tempo de voo, a amplitude da passada e a frequência da passada (cadência) aumentam. Estes resultados corroboram os do estudo anterior, no sentido em que a velocidades mais lentas de corrida, o tempo de contacto e a duração da passada são maiores, e consequentemente, a cadência (inverso da duração da passada) é menor. Juntando o maior tempo de contacto (R. Mann et al., 2015) com o maior número de passos necessários para percorrer uma dada distância (Petersen et al., 2015), compreende-se o aumento da carga cumulativa verificada em velocidades mais lentas.

Em linha com o que foi posto anteriormente, Heiderscheit et al. (2011) avaliaram se o aumento subtil da frequência de passo pode ser uma boa estratégia para a redução da carga nas articulações e afirmaram que o aumento da frequência do passo em 5-10% reduziu as variáveis relacionadas com a carga e assim poderá ter benefícios na prevenção de lesões no joelho.

Uma vez que o objetivo de uma corrida é percorrer uma dada distância no menor tempo possível (a maior velocidade), seria interessante perceber se a carga cumulativa a uma dada velocidade pode ser influenciada pela frequência da passada e se esta, por sua vez, pode influenciar o padrão de corrida e deste modo a exposição a fatores de risco biomecânicos para a contração da lesão da síndrome da banda iliotibial. Assim, o objetivo desta tese é perceber se existe uma relação entre a frequência da passada e a carga cumulativa, e os ângulos intersegmentares do joelho e anca em atletas de trail do sexo feminino. A hipótese do presente projeto é que uma menor frequência da passada, e consequente maior tempo de contacto no solo, aumenta a carga cumulativa, assim

como o pico de adução da anca e da rotação interna do joelho, que por sua vez, constituem fatores de risco para a lesão da síndrome da banda iliotibial em atletas de trail.

Metodologia

Desenho de estudo

O estudo proposto segue um desenho observacional analítico transversal, envolvendo a recolha de dados dos participantes num único momento, fornecendo uma imagem instantânea dessa população, permitindo explorar as relações entre variáveis ou características.

A vantagem deste tipo de estudo é ser rápido e pouco dispendioso em comparação ao estudo prospetivo. É apropriado para determinar correlações entre variáveis num ponto de tempo específico.

Amostra

Para avaliar a correlação entre as variáveis, é necessário um mínimo de trinta e quatro participantes para um coeficiente de correlação produto-momento bicaudal com um coeficiente de correlação desejado de 0,80 e um mínimo de 0,50, a um nível de significância de 5% e poder de 80% (Kraemer & Blasey, 2017).

Para serem incluídas no estudo, as participantes têm de ser do sexo feminino com idade entre 18 e 45 anos e correr um mínimo de 24 quilómetros por semana. Os critérios de exclusão são estar grávida, ter sido diagnosticada com doença cardiovascular ou neurológica no passado, usar palmilhas ortopédicas, ter sido submetido a cirurgia no membro inferior, ter sofrido alguma lesão músculo-esquelética no membro inferior relacionada com a corrida e/ou que tenha obrigado a interrupção da mesma por pelo menos uma semana nos últimos 3 meses, ter sentido dor no membro inferior durante a corrida no último mês, apresentar alguma condição ou sintoma que altere a sua corrida durante a sessão de avaliação (Foch et al., 2015).

Sete praticantes de Trail Running do sexo feminino, com idade média de 37.1 ± 6.9 anos, altura média de 1.65 ± 0.07 metros e massa corporal média de 61.0 ± 6.2 Kg, participaram neste estudo. Estas atletas correm em média $38.6 \text{ Km} \pm 12.7$ semanalmente, com uma frequência média de 6.1 ± 2.5 treinos semanalmente. Quanto ao acompanhamento profissional, quatro das atletas possuem treinador, enquanto as demais treinam de forma independente. Todas as atletas treinam em terreno Off Road, sendo que 4 delas também treinam em estrada. Das 7 atletas, 5 participaram em

competições no último ano. Duas atletas afirmam já ter contraído síndrome da banda iliotibial, sendo que uma atleta já contraiu duas vezes a lesão, mais do que 3 meses antes da recolha.

Antes de participarem no estudo, foi pedido a todas as atletas que preenchessem um questionário que está dividido em duas partes, de modo a entender o historial de saúde e fatores de treino e rotina (Anexo 1). Este questionário serve para determinar a elegibilidade para a seleção da amostra, de acordo com os critérios apresentados anteriormente, sendo selecionadas as atletas que se apresentem saudáveis e bons níveis de treino, usando como referência o número de quilómetros que treina por semana. Às atletas elegíveis, foi enviado o consentimento informado livre e esclarecido (Anexo 2), para que pudessem refletir, tirar dúvidas e decidir sobre a sua participação no estudo. Às que aceitarem participar, no início da sessão foi entregue o consentimento informado para assinar e procedeu-se com a preparação da participante.

Recolha de dados

A recolha de dados foi realizada numa única sessão junto ao Complexo Municipal de Atletismo de Setúbal, em terreno irregular.



Figura 2. Esquema de montagem da recolha de dados

Deste modo, depois de ser apresentada a equipa de investigação e de ter sido explicado sumariamente o objetivo do estudo e como ia decorrer a recolha, procedeu-se à medição da altura das praticantes, massa corporal (vestida e calçada) e comprimento do pé (com os ténis calçados), e à colocação dos equipamentos de recolha. A altura das participantes e o comprimento do pé foram medidas com a fita

métrica do Xsens, enquanto que a massa corporal foi medida com uma balança (SPWD 180 F1, SilverCrest, Neckarsulm, Germany).

Após a calibração dos mesmos, as atletas realizaram uma corrida contínua de 2 minutos, que serviu como aquecimento, de modo a fazerem uma habituação ao equipamento antes do teste, e durante o qual a equipa de investigação aproveitou para testar o equipamento e ver se estava tudo bem montado e conectado.

Após o aquecimento, deu-se início à recolha de dados. Foi pedido que cada corredora efetuasse 5 repetições de uma corrida a uma velocidade de $3,3 \text{ m/s} \pm 0,5$, num percurso de 35m, em que os primeiros 10m foram apenas para a corredora atingir e manter a velocidade estável, enquanto nos últimos 25m foram recolhidos os dados.

As variáveis avaliadas neste estudo foram os ângulos de adução da anca e de rotação interna do joelho ($^{\circ}$), tempo de contacto no solo (s), a força de reação do solo vertical (N), amplitude da passada (m), frequência da passada, e velocidade de corrida (m/s). Os valores dos ângulos foram medidos nos seus máximos, durante a fase de apoio, em ambas as pernas (Novacheck, 1998).

Grande parte dos estudos referem que a recolha para os dados cinemáticos é feita com recurso ao sistema de captura de movimento 3D com câmaras e plataforma de forças. A utilização de câmaras serve para a obtenção dos dados dos ângulos e a velocidade das corredoras para análise de movimentos e determinar os fatores biomecânicos. A força de reação do solo costuma ser calculada utilizando plataformas de forças. Porém fica-se limitado a fazer recolha sempre dentro do laboratório. Para evitar essa limitação, foram utilizados um sistema de análise de movimento inercial (MVN Link BIOMECH full body, Xsens, Enschede, the Netherlands) e umas palmilhas Loadsol com sensores de pressão (Novel Electronics, St. Paul, Minnesota, USA), respetivamente.

O sistema de análise de movimento contém 17 sensores IMUs (unidades de medição inercial), uma bateria ($95 \times 59 \times 25\text{mm}$:70 g) e um transponder ($160 \times 72 \times 25\text{mm}$:150 g). Cada IMU ($36 \times 24 \times 10\text{mm}$:10 g) integra um acelerómetro 3D (escala: $\pm 160 \text{ m/s}^2$, ruído: $0,003 \text{ m/s}^2/\sqrt{\text{Hz}}$), giroscópio 3D ($\pm 2000^{\circ}/\text{s}$, $0,05^{\circ}/\text{s}/\sqrt{\text{Hz}}$) e magnetómetro 3D ($\pm 1,9 \text{ Gauss}$, $0,15 \text{ m Gauss}/\sqrt{\text{Hz}}$). Para este estudo foi utilizado o modelo *Lowerbody* constituído por 9 segmentos, todos modelados com 3 graus de liberdade. Para o efeito, foram utilizados 7 sensores, referentes aos dois pés, pernas, coxas e pélvis. Estes foram colocados de acordo com as instruções do fornecedor na parte superior do peito dos dois pés (fora dos ténis e presos pelos atacadores), na face medial das tíbias, no lado lateral da coxa acima do joelho, e no plano do sacro. Além disso, a

bateria e o bodypack também foram colocados na cintura da atleta (Figura 2). As variáveis cinemáticas foram recolhidas com uma frequência de amostragem de 240 Hz (Nijmeijer et al., 2023).

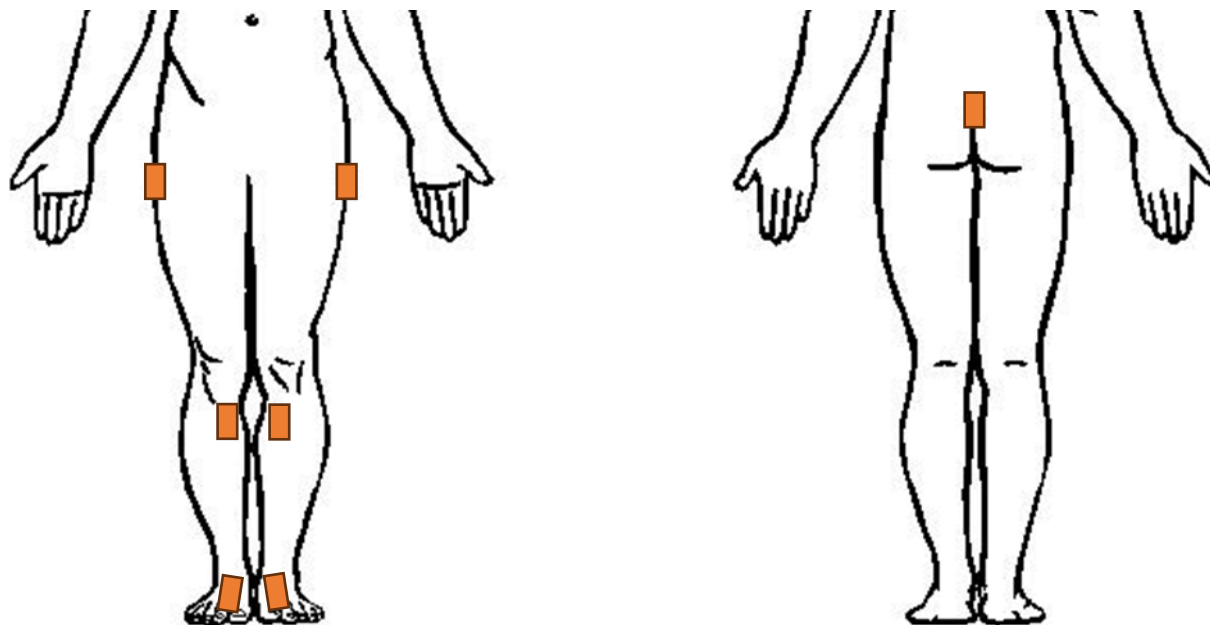


Figura 3. Colocação dos sensores inerciais

A Loadsol é uma palmilha constituída por três sensores de força capacitivos que cobrem toda a superfície plantar do pé. A principal vantagem é o facto de ser sem fios e capaz de captar e transmitir dados para um dispositivo móvel através de Bluetooth, através da aplicação Loadapp. Este sistema permite uma frequência de amostragem que vai de 80-200Hz (Peebles et al., 2018). Para este estudo, a pressão foi recolhida a 120 Hz, para ser múltipla da cinemática. As palmilhas de pressão foram colocadas dentro dos ténis, sendo o tamanho da palmilha escolhido para cada participante com base no ajuste adequado dentro dos ténis.

Fez-se a conexão e a calibração dos equipamentos. A calibração do sistema de sensores IMU foi realizada utilizando a sequência N-pose + caminhar + N-Pose, conforme o recomendado pelo fabricante, para fazer a orientação dos segmentos. As palmilhas foram “zeradas” na posição unipedal, para a palmilha reconhecer a ausência de peso. Antes de cada recolha, era necessário fazer sempre o zero das palmilhas.

Não foi realizada a sincronização direta entre o sistema de análise de movimento e as palmilhas. Para colmatar essa situação, simultaneamente, foram recolhidas imagens de vídeo, de uma máquina fotográfica (Olympus Stylus SP-100EE, Olympus,

Shinjuku, Japan) que permitiram verificar a entrada e saída das atletas da distância pré-definida, e assim selecionar em ambos os sistemas somente os passos realizados na zona de interesse.

Processamento de dados

Os dados capturados no Xsens foram reprocessados no modo HD no software MVN Analyse (v.2024.2, Xsens, Enschede, the Netherlands). O modo reprocessar HD adiciona a característica de processar dados ao longo de uma janela de tempo maior para obter uma estimativa ótima (e mais consistente) da posição e orientação de cada segmento do corpo (Schepers et al., 2018).

De seguida, foram exportados em formato MVNX para o Visual 3D (C-Motion, Inc., Germantown, MD, EUA) para o cálculo dos ângulos intersegmentares. Os ângulos intersegmentares foram calculados no sistema de coordenadas articulares, aplicando uma sequência de rotação Cardan X (Medio-lateral), Y (Antero-posterior) e Z (longitudinal) (Grood & Suntay, 1983). O início do contacto ao solo foi identificado a partir do pico máximo da extensão do joelho, enquanto o final do contacto ao solo foi determinado pelo segundo pico da extensão do joelho (Fellin et al., 2010; Sinclair et al., 2011). Através deste método conseguiu-se saber o comprimento e duração da passada, bem como definir o intervalo em que os ângulos eram calculados.

Procedeu-se à análise de residuais destes ângulos, utilizando o plugin Biomechanics toolbar para o Microsoft Excel (Microsoft Corporation, USA), ao longo da passada, para determinar a frequência de corte para a aplicação do filtro de passa-baixo dos mesmos, resultando no valor de 14 Hz. Visto que os sinais filtrados à frequência de corte obtida por este método eram muito semelhantes aos sinais não filtrados (anexo 3), os ângulos não foram filtrados. Para cada passada de cada participante, os máximos destes ângulos para ambos os lados foram retirados de 10 passadas realizadas dentro dos 25 m. E para a análise estatística foram calculadas as médias desses máximos por participante.

Os dados de força foram transferidos via Bluetooth para a aplicação Loadapp, instalada num telemóvel android (One Plus 12r, Shenzhen, China) e posteriormente exportados para formato ASCII. Durante a sua análise, tanto o início do contacto do pé e saída do pé do solo foram identificados quando a força de reação do solo cruzava os 20 N (Tedesco et al., 2020). Realizou-se também a análise de residuais para os dados de força, resultando num valor de 10 Hz (anexo 3). No entanto, verificou-se que os dados

ficavam excessivamente suavizados, removendo o pico de impacto. Como os dados originais não aparentavam ter ruído, decidiu-se também não filtrar os mesmos, à semelhança dos ângulos.

A carga cumulativa foi calculada para uma distância de 1000 m, a partir do impulso vertical linear, normalizado ao peso, sendo este calculado como o integral da força em função do tempo e dividido pelo peso (no software Microsoft Excel), através das equações (Gatti & Maly, 2019):

$$\text{Impulso linear} = \int_{t_0}^{t_1} F dt \quad (2)$$

$$N^{\circ} \text{ de ciclos para fazer } 1000m = 1000 \div \text{Média da amplitude da passada} \quad (3)$$

$$\text{Carga cumulativa} = N^{\circ} \text{ de ciclos para fazer } 1000m \times \frac{\text{Impulso linear}}{\text{Peso}} \quad (4)$$

Para fins de comparação com a literatura, a carga cumulativa foi também calculada da seguinte forma (Backes et al., 2020):

$$\text{Carga Cumulativa por minuto} = \left(\frac{\text{impulso linear}}{\text{peso}} \right) \times \text{Frequência de passo} \quad (5)$$

A frequência de passo foi calculada no software Visual 3D, dividindo a duração do passo por 60.

Para evitar o efeito da velocidade nos dados, a velocidade média de corrida ao longo dos 25 m foi calculada, e as participantes foram informadas se estavam fora dos valores aceitáveis (3,3 m/s \pm 0,5). Para o cálculo da velocidade da corrida foram utilizados dois pares de células fotoelétricas (Microgate Witty, Bolzano, Italy), que foram colocadas numa distância retilínea de 25m montadas em cima de 4 tripés Caruba Travelstar 156. Cada par é constituído por uma célula fotoelétrica e um refletor, e um comando programado com o software Witty Manager. Estas células cronometram o tempo que a atleta demora a percorrer os 25m, sendo que a velocidade é calculada da seguinte maneira (Equação 2):

$$\text{Velocidade} = \text{Distância a percorrer (25m)} \div \text{Tempo decorrido} \quad (6)$$

Sabendo que a velocidade de corrida é o produto entre a amplitude da passada e a frequência da passada, e que a amplitude da passada é o produto entre a velocidade

de corrida e a duração da passada (R. Mann et al., 2015), a Frequência da passada foi calculada de acordo com a Equação 7:

$$Frequência\ da\ passada = \frac{1}{Tempo\ de\ passada} \quad (7)$$

Todos estes dados foram tratados de forma anónima, utilizando no nome dos respetivos ficheiros um código não identificável para cada participante, definido no consentimento informado livre e esclarecido e apenas do conhecimento dos investigadores e de cada participante.

Análise estatística

Para analisar a força e direção da relação linear entre a variável independente (a frequência da passada) e as variáveis dependentes (carga cumulativa e ângulos intersegmentares) será utilizada uma série de Coeficientes de Correlação de Pearson, ou de Spearman, caso as variáveis não apresentem uma distribuição normal. Este pressuposto será verificado através do teste de normalidade de Shapiro-Wilk. Todos os testes estatísticos serão realizados no software IBM SPSS Statistics 26 (SPSS, Inc. Chicago, IL, USA).

A propósito da interpretação da magnitude da correlação, Sheskin (2011) refere que a utilização dos termos forte, moderado e fraco em relação a valores específicos de coeficientes de correlação é algo arbitrário. Para efeitos de discussão, quando $|r| \geq 0.7$ a correlação é considerada forte, quando $0.3 \leq |r| < 0.7$ a correlação é considerada moderada, e quando $|r| < 0.3$, a correlação é considerada fraca.

Resultados e discussão

O presente trabalho teve como objetivo investigar a relação entre a frequência da passada e os fatores de risco biomecânicos associados à síndrome da banda iliotibial em atletas de trail femininas.

A análise da normalidade dos dados revelou que todas as variáveis apresentaram distribuição normal para todas as variáveis ($p > 0.05$), com exceção para a carga cumulativa ($p = 0.044$). Em média, a frequência da passada médias das participantes foi de 1.50 ± 0.08 passadas/s, enquanto a amplitude da passada apresentou um valor médio de 2.29 ± 0.16 m. A duração média da passada foi de 0.67 ± 0.04 s, e a velocidade média registada foi de 3.46 ± 0.23 m/s.

As figuras seguintes apresentam as curvas médias dos ângulos da adução da anca (Figura 4) e da rotação interna do joelho (Figura 5) durante a fase de apoio num ciclo da passada. As curvas retratam a variação dos ângulos ao longo do tempo, na qual foi retirado o maior pico. No caso da rotação interna do joelho, uma vez que a curva apresenta dois picos, apenas foi considerado o maior pico.

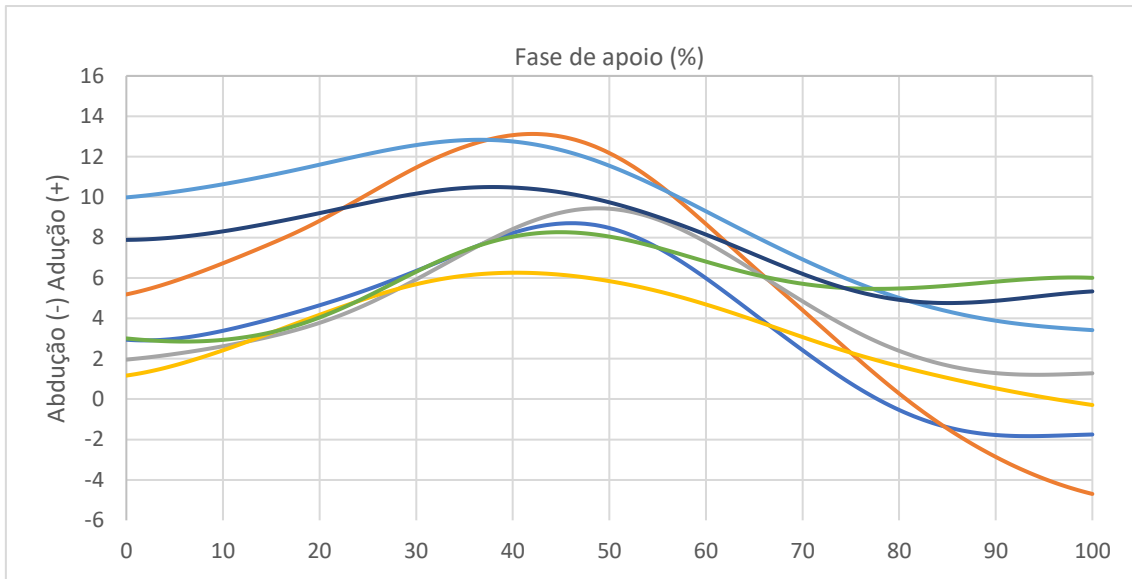


Figura 4. Ângulo da anca no plano frontal ao longo da fase de apoio. Cada curva representa a média das repetições para cada uma das participantes.

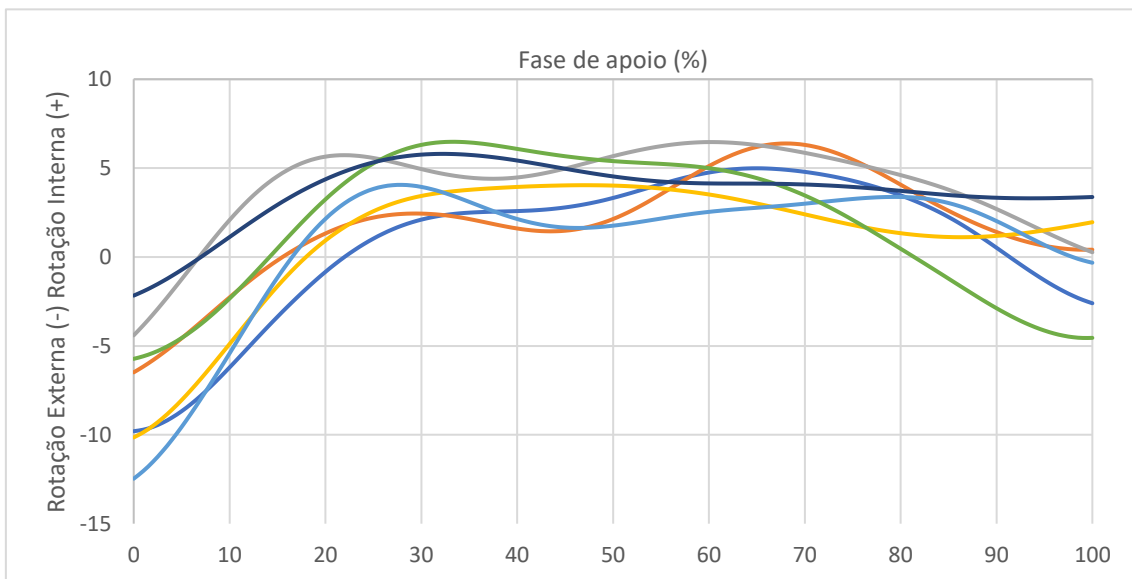


Figura 5. Ângulo do joelho no plano transversal ao longo da fase de apoio. Cada curva representa a média das repetições para cada uma das participantes.

Os picos de adução da anca e de rotação interna do joelho apresentaram médias de $9.83^\circ \pm 1.83$ e $5.96^\circ \pm 1.51$, respectivamente. Os valores obtidos para a adução da anca são semelhantes aos de Noehren et al., (2007), que identificaram um pico de adução de $10.6^\circ \pm 5.1$ em corredores sem síndrome da banda iliotibial. Apesar disso, outros estudos como o de Ferber et al., (2010) tiveram valores inferiores ($7.92^\circ \pm 5.84$), e o de Foch et al., (2015) que tiveram valores superiores ($16.6^\circ \pm 1.9$). Para a rotação interna do joelho, os valores obtidos são superiores, sendo o mais próximo observado por Foch et al., (2015) que apresentam uma média de $3.9^\circ \pm 6.4$.

Na tabela 6 estão representados os resultados obtidos para o impulso e a carga cumulativa. No caso do impulso vertical por passada, os valores obtidos são um pouco superiores em relação aos valores do estudo do Trotter (2023), realizado com corredores, cujos resultados variam entre 158.1 ± 11.9 e 156.9 ± 6.3 . Já os valores obtidos para o impulso normalizado ao peso mostraram-se bastante semelhantes aos de outros estudos, como o de Thomas et al. (2022) que reportou valores de 0.318 ± 0.023 BW.s, e Trotter (2023) com valores de 0.36 ± 0.03 BW.s.

A carga cumulativa calculada para 1000m foi 140.71 ± 40.32 BW.s para 1000 metros (Tabela 6). Como não foi possível comparar estes valores diretamente com outros estudos, optou-se por calcular a carga cumulativa por minuto, através da equação 5. Os resultados obtidos foram semelhantes com os valores de 59.4 N.s/Bw*steps/min do Backes et al. (2020). A frequência de passo utilizada para calcular a carga cumulativa por minuto foram ligeiramente inferiores em relação aos 193 ± 8 passos por minuto referidos por Thomas et al. (2022)

Tabela 4. Valores médios e desvios padrão das variáveis em estudo

	Média	DP	1º Quartil	Mediana	3º Quartil
Impulso vertical por passada (Ns)	184.05	41.82	156.94	170.72	245.97
Impulso vertical por passada normalizado ao peso (BW.s)	0.33	0.09	0.26	0.30	0.36
Frequência do passo (passos/min)	176.81	11.27	164.32	174.72	191.34
Carga cumulativa para 1000m (BW.s)	140.71	40.32	124.50	128.56	143.03
Carga Cumulativa por minuto	57.63	15.14	50.01	54.98	58.84

A análise da correlação de Spearman mostrou que a frequência da passada teve uma relação negativa moderada com a adução da anca ($r = -0.500$) (Figura 6), enquanto que as correlações com a rotação interna do joelho ($r = -0.250$) (Figura 7) e da carga cumulativa ($r = -0.107$) (Figura 8) foram ainda mais fracas. No entanto, nenhuma dessas relações não foram estatisticamente significativas, pois todas apresentam valores de ρ superiores a 0.05.

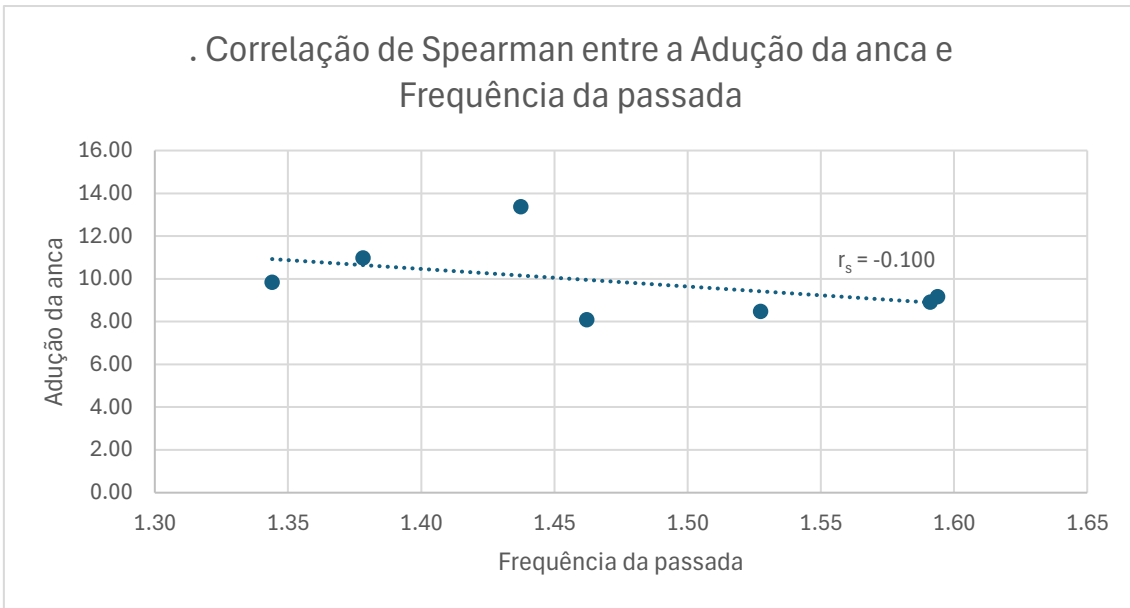


Figura 6. Correlação de Spearman entre a Adução da anca e Frequência da passada

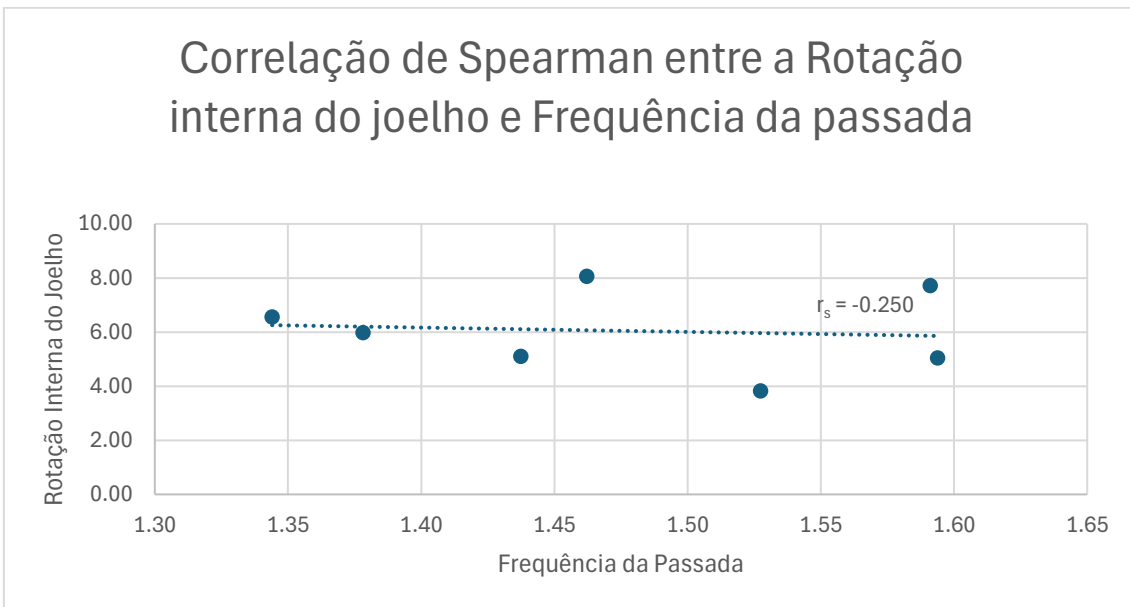


Figura 7. Correlação de Spearman entre a Rotação interna do joelho e Frequência da passada

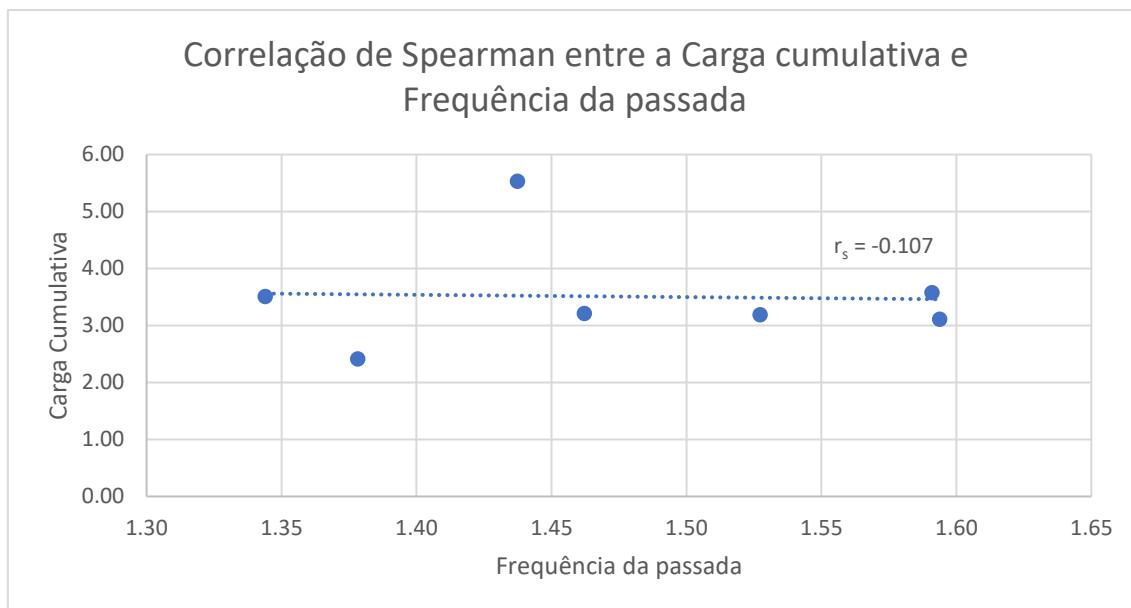


Figura 8. Correlação de Spearman entre a Carga cumulativa e Frequência da passada

A carga cumulativa tem sido apontada como um fator determinante para a contração de lesões por sobrecarga, como a síndrome da banda iliotibial (Van Hooren et al., 2024). Outros estudos sugeriram que velocidades mais baixas podem aumentar a carga cumulativa devido ao maior tempo de contacto com o solo e ao maior número de passadas necessárias para percorrer uma determinada distância (Petersen et al., 2015), contudo, a ausência de correlação entre a frequência da passada e a carga cumulativa no presente estudo pode dever-se ao facto das corredoras terem corrido com frequências semelhantes, por terem corrido a velocidades muito semelhantes. Futuros estudos deverão repetir esta análise com um desenho de estudo experimental onde a frequência da passada é manipulada, mantendo a mesma velocidade de corrida. Por outro lado, também é possível que a relação entre a frequência da passada e carga cumulativa se verifique apenas a nível articular e não ao nível da carga cumulativa com base na força de reação ao solo. A ausência de correlações estaticamente significativas entre as variáveis analisadas pode ainda ser justificada pelo tamanho reduzido da amostra, já que, com apenas sete participantes, o poder estatístico para o estudo é reduzido, dificultando a deteção de associações significativas. O facto das recolhas terem sido num terreno irregular pode ter afetado a cinemática da corrida, tendo contribuído para uma maior variabilidade da mesma, mascarando uma possível relação entre a frequência da passada e os ângulos intersegmentares. No entanto, a realização do estudo em condições semelhantes aos da corrida em trail é também uma força deste estudo. Outra vantagem do estudo é a obtenção de valores dos ângulos, impulsos e

outras variáveis comparáveis a outros estudos, o que sugere que os métodos utilizados foram adequados para avaliar essas variáveis no terreno durante a corrida de trail.

Conclusão

O presente trabalho teve como objetivo investigar a relação entre a frequência da passada e os fatores de risco biomecânicos associados à síndrome da banda iliotibial em atletas femininas de trail running. Os resultados obtidos demonstraram que não houve correlação entre a frequência da passada e a carga cumulativa, assim como os ângulos da adução da anca e rotação interna do joelho.

Embora a literatura sugira que frequência da passada mais baixa pode aumentar a carga mecânica cumulativa e o risco de lesões em corredores, os dados não provaram essa hipótese. Um possível fator para essa ausência de correlação pode estar relacionado com o tamanho da amostra limitando estatisticamente a análise. Além disso, a natureza do terreno irregular pode ter influenciado a cinemática da corrida, tornando mais difícil reconhecer padrões consistentes.

Apesar dos resultados serem inconclusivos, este trabalho contribui para uma melhor compreensão da biomecânica em atletas de trail e serve como base para estudos futuros que pretendem investigar como a frequência da passada pode influenciar o risco de lesões em diferentes distâncias e terrenos.

Agradecimentos

Este projeto é suportado pela Fundação para a Ciência e a Tecnologia (FCT), através do financiamento (UIDB/00447/2020 e UIDP/00447/2020), atribuído ao CIPER– Centro Interdisciplinar para o Estudo da Performance Humana (unidade 447; DOI: 10.54499/UIDB/00447/2020 e DOI: 10.54499/UIDP/00447/2020).

Referências Bibliográficas

- Aderem, J., & Louw, Q. A. (2015). Biomechanical risk factors associated with iliotibial band syndrome in runners: A systematic review Rehabilitation, physical therapy and occupational health. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 16(1). <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0808-7>
- Associação de Trail Running de Portugal. (2023). *Categorização por Distância*. <https://atrp.pt/categorizacao-por-distancia/>
- Backes, A., Skejø, S. D., Gette, P., Nielsen, R. Ø., Sørensen, H., Morio, C., & Malisoux, L. (2020). Predicting cumulative load during running using field-based measures. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 30(12), 2399–2407. <https://doi.org/10.1111/sms.13796>
- Bonoan, M., Morales, M., Liu, X. W., Oyeniran, O., Zheng, K., & Palatulan, E. (2024). Iliotibial Band Syndrome Current Evidence. In *Current Physical Medicine and Rehabilitation Reports* (Vol. 12, Issue 2, pp. 193–199). Springer Science and Business Media B.V. <https://doi.org/10.1007/s40141-024-00442-w>
- Canata, G. L., Jone, H., Krutsch, W., Thoreux, P., & Vascellari, A. (2022). *The Running Athlete: A Comprehensive Overview of Running in Different Sports*.
- Cavanagh, P. R., & Kram, R. (1998). Stride length in distance running velocity body dimensions and added mass effects. *Med Sci Sports Exerc*, 21(4), 467–479.
- Ceyssens, L., Vanelderen, R., Barton, C., Malliaras, P., & Dingenen, B. (2019). Biomechanical Risk Factors Associated with Running-Related Injuries: A Systematic Review. In *Sports Medicine* (Vol. 49, Issue 7, pp. 1095–1115). Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01110-z>
- Chumanov, E. S., Wall-Scheffler, C., & Heiderscheit, B. C. (2008). Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clinical Biomechanics*, 23(10), 1260–1268. <https://doi.org/10.1016/J.CLINBIOMECH.2008.07.011>
- de Souza Júnior, J. R., Bradach, M. M., Gaudette, L. W., & Tenforde, A. S. (2023). Association of Ground Reaction Force Measurements in Runners with Symptomatic Iliotibial Band Friction Syndrome: A Cross-Sectional Study. *Applied Sciences (Switzerland)*, 13(6). <https://doi.org/10.3390/app13063441>
- Dudley, R. I., Pamukoff, D. N., Lynn, S. K., Kersey, R. D., & Noffal, G. J. (2017). A prospective comparison of lower extremity kinematics and kinetics between injured

- and non-injured collegiate cross country runners. *Human Movement Science*, 52, 197–202. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.02.007>
- Dugan, S. A., & Bhat, K. P. (2005). Biomechanics and analysis of running gait. In *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* (Vol. 16, Issue 3, pp. 603–621). <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.02.007>
- Edwards, W. B. (2018). Modeling Overuse Injuries in Sport as a Mechanical Fatigue Phenomenon. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 46(4), 224–231. <https://doi.org/10.1249/JES.000000000000163>
- Fairclough, J., Hayashi, K., Toumi, H., Lyons, K., Bydder, G., Phillips, N., Best, T. M., & Benjamin, M. (2006). The functional anatomy of the iliotibial band during flexion and extension of the knee: Implications for understanding iliotibial band syndrome. *Journal of Anatomy*, 208(3), 309–316. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2006.00531.x>
- Fellin, R. E., Rose, W. C., Royer, T. D., & Davis, I. S. (2010). Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(6), 646–650. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2010.03.006>
- Ferber, R., Davis, I. M. C., & Williams, D. S. (2003). Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics*, 18(4), 350–357. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00025-1](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00025-1)
- Ferber, R., Noehren, B., Hamill, J., & Davis, I. (2010). Competitive female runners with a history of iliotibial band syndrome demonstrate atypical hip and knee kinematics. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(2), 52–58. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3028>
- Firminger, C. R., & Edwards, W. B. (2016). The influence of minimalist footwear and stride length reduction on lower-extremity running mechanics and cumulative loading. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19(12), 975–979. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.03.003>
- Foch, E., & Milner, C. E. (2014). The influence of iliotibial band syndrome history on running biomechanics examined via principal components analysis. *Journal of Biomechanics*, 47(1), 81–86. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.10.008>

- Foch, E., Reinbolt, J. A., Zhang, S., Fitzhugh, E. C., & Milner, C. E. (2015). Associations between iliotibial band injury status and running biomechanics in women. *Gait and Posture*, *41*(2), 706–710. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.01.031>
- Ford, K. R., Taylor-Haas, J. A., Genthe, K., & Hugentobler, J. (2013). Relationship between hip strength and trunk motion in college cross-country runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *45*(6), 1125–1130. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182825aca>
- Gabbe, B., & Finch, C. (2001). A profile of Australian football injuries presenting to sports medicine clinics. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *4*(4), 386–395. [https://doi.org/10.1016/S1440-2440\(01\)80048-7](https://doi.org/10.1016/S1440-2440(01)80048-7)
- Gajardo-Burgos, R., Monrroy-Uarac, M., Barría-Pailaquilén, R. M., Norambuena-Noches, Y., van Rensburg, D. C. J., Bascour-Sandoval, C., & Besomi, M. (2021). Frequency of injury and illness in the final 4 weeks before a trail running competition. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *18*(10). <https://doi.org/10.3390/ijerph18105431>
- Gatti, A. A., & Maly, M. R. (2019). Accuracy of estimates of cumulative load during a confined activity: bicycling. In *International Biomechanics* (Vol. 6, Issue 1, pp. 66–74). Taylor and Francis Ltd. <https://doi.org/10.1080/23335432.2019.1642141>
- Grau, S., Krauss, I., Maiwald, C., Axmann, D., Horstmann, T., & Best, R. (2011). Kinematic classification of iliotibial band syndrome in runners. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, *21*(2), 184–189. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.01045.x>
- Good, E. S., & Suntay, W. J. (1983). *A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee 1*. <http://biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/>
- Hanley, B. (2021). The Biomechanics of Distance Running. In *The Science and Practice of Middle and Long Distance Running* (pp. 17–27). Routledge. <https://doi.org/10.4324/9781003088912-3>
- Heiderscheit, B. C., Chumanov, E. S., Michalski, M. P., Wille, C. M., & Ryan, M. B. (2011). Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *43*(2), 296–302. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181ebedf4>

- Hoffman, M. D., & Wegelin, J. A. (2009). The western states 100-mile endurance run: Participation and performance trends. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(12), 2191–2198. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a8d553>
- International Trail Running Association. (2023a). *Definition of Trail Running*. <https://itra.run/About/DiscoverTrailRunning>
- International Trail Running Association. (2023b). *ITRA History*. <https://itra.run/About/History>
- Kraemer, H. C., & Blasey, C. (2017). How Many Subjects?: Statistical Power Analysis in Research. In *How Many Subjects?: Statistical Power Analysis in Research*. SAGE Publications, Ltd. <https://doi.org/10.4135/9781483398761>
- Mann, R. A., & Hagy, J. (1980). Biomechanics of walking, running, and sprinting. *The American Journal of Sports Medicine*, 8(5), 345–350. <https://doi.org/https://doi.org/10.1177/036354658000800510>
- Mann, R., Malisoux, L., Nührenbörger, C., Urhausen, A., Meijer, K., & Theisen, D. (2015). Association of previous injury and speed with running style and stride-to-stride fluctuations. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 25(6), e638–e645. <https://doi.org/10.1111/sms.12397>
- Marais, J. V., Jansen van Rensburg, A., Schwellnus, M. P., Jordaan, E., & Boer, P. (2024). Risk factors associated with a history of iliotibial band syndrome (hITBS) in distance runners: a cross-sectional study in 76 654 race entrants—a SAFER XXXIII study. *Physician and Sportsmedicine*. <https://doi.org/10.1080/00913847.2024.2341607>
- Matos, S., Silva, B., Clemente, F. M., & Pereira, J. (2020). Running-related injuries in Portuguese trail runners: a retrospective cohort study. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 3, 420–427. <https://doi.org/https://doi.org/10.23736/s0022-4707.20.11304-5>
- Mercer, J. A., Devita, P., Derrick, T. R., & Bates, B. T. (2003). Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(2), 307–313. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000048837.81430.E7>
- Messier, S. P., Edwards, D. G., Martin, D. F., Lowey, R. B., Cannon, D. W., James, M. K., Curl, W. W., Read Jr., H. M., & Hunter, D. M. (1995). *Etiology of iliotibial band*

friction syndrome in distance runners. 27(7), 951–960.
<https://doi.org/10.1249/00005768-199507000-00002>

Messier, S. P., Martin, D. F., Mihalko, S. L., Ip, E., DeVita, P., Cannon, D. W., Love, M., Beringer, D., Saldana, S., Fellin, R. E., & Seay, J. F. (2018). A 2-Year Prospective Cohort Study of Overuse Running Injuries: The Runners and Injury Longitudinal Study (TRAILS). *American Journal of Sports Medicine*, 46(9), 2211–2221.
<https://doi.org/10.1177/0363546518773755>

Miller, R. H., Lowry, J. L., Meardon, S. A., & Gillette, J. C. (2007). Lower extremity mechanics of iliotibial band syndrome during an exhaustive run. *Gait and Posture*, 26(3), 407–413. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.10.007>

Nijmeijer, E. M., Heuvelmans, P., Bolt, R., Gokeler, A., Otten, E., & Benjaminse, A. (2023). Concurrent validation of the Xsens IMU system of lower-body kinematics in jump-landing and change-of-direction tasks. *Journal of Biomechanics*, 154.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111637>

Noehren, B., Davis, I., & Hamill, J. (2007). ASB Clinical Biomechanics Award Winner 2006. Prospective study of the biomechanical factors associated with iliotibial band syndrome. *Clinical Biomechanics*, 22(9), 951–956.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.07.001>

Noehren, B., Pohl, M. B., Sanchez, Z., Cunningham, T., & Lattermann, C. (2012). Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics*, 27(4), 366–371. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.10.005>

Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait and Posture*, 7, 77–95.

Öunpuu, S. (1990). The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. *Instructional Course Lectures*, 39, 305–318.

Peebles, A. T., Maguire, L. A., Renner, K. E., & Queen, R. M. (2018). Validity and Repeatability of Single-Sensor Loadsol Insoles during Landing. *Sensors*, 18(12).
<https://doi.org/10.3390/S18124082>

Petersen, J., Sørensen, H., & Nielsen, R. Ø. (2015). Cumulative loads increase at the knee joint with slow-speed running compared to faster running: A biomechanical study. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 45(4), 316–322.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5469>

Phinyomark, A., Osis, S., Hettinga, B. A., Leigh, R., & Ferber, R. (2015). Gender differences in gait kinematics in runners with iliotibial band syndrome. *Scandinavian*

Journal of Medicine and Science in Sports, 25(6), 744–753.
<https://doi.org/10.1111/sms.12394>

Pro Trail Runners Association. (2023). *History of Trail Running*.
<https://trailrunners.run/history/>

Sabater Pastor, F., Besson, T., Berthet, M., Varesco, G., Kennouche, D., Dandrieux, P.-E., Rossi, J., & Millet, G. Y. (2023). Elite Road vs. Trail Runners Comparing Economy, Biomechanics, Strength, and Power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 37(1), 181–186.

Saragiotto, B. T., Yamato, T. P., Hespanhol Junior, L. C., Rainbow, M. J., Davis, I. S., & Lopes, A. D. (2014). What are the main risk factors for running-related injuries? In *Sports Medicine* (Vol. 44, Issue 8, pp. 1153–1163). Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0194-6>

Scheer, V., Basset, P., Giovanelli, N., Vernillo, G., Millet, G. P., & Costa, R. J. S. (2020). Defining Off-road Running: A Position Statement from the Ultra Sports Science Foundation. In *International Journal of Sports Medicine* (Vol. 41, Issue 5, pp. 275–284). Georg Thieme Verlag. <https://doi.org/10.1055/a-1096-0980>

Schepers, M., Giuberti, M., & Bellusci, G. (2018). *Xsens MVN: Consistent Tracking of Human Motion Using Inertial Sensing*.
<https://doi.org/10.13140/RG.2.2.22099.07205>

Sheskin, D. (2011). *Handbook of Parametric and Nonparametric Statistical Procedures* (5th ed.). Chapman and Hall/CRC.

Sinclair, J., Brooks, D., Jane Hobbs, S., Edmundson, J., & Brooks, C. (2011). Evaluation of Kinematic Methods of Identifying Gait Events during Running. In *International Journal of Sports Science and Engineering* (Vol. 05, Issue 03).
<https://www.researchgate.net/publication/258124698>

Statista. (2018). *Participants in trail running U.S. 2006-2017*.
<https://www.statista.com/statistics/191333/participants-in-trail-running-in-the-us-since-2006/>

Taunton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., McKenzie, C., & Lloyd-Smith, R. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. In *Br J Sports Med* (Vol. 36). www.bjssportmed.com

Thomas, B., Hawkins, D., & Susan Stover Paolo Taboga, C. (2022). *Increasing Step Rate Reduces Insole Force and Cumulative Load in College Runners*.

- Thordarson, D. B. (1997). RUNNING BIOMECHANICS. *Clinics in Sports Medicine*, 16(2), 239–247.
- Trotter, T. (2023). *Variability Among Individual Male Runners Influences Cumulative Variability Among Individual Male Runners Influences Cumulative Loading More Than Foot Strike Type*. <https://scholarsarchive.byu.edu/etd/10028>
- Van Der Worp, H., Vrielink, J. W., & Bredeweg, S. W. (2016). Do runners who suffer injuries have higher vertical ground reaction forces than those who remain injury-free? A systematic review and meta-analysis. In *British Journal of Sports Medicine* (Vol. 50, Issue 8, pp. 450–457). BMJ Publishing Group. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094924>
- Van Der Worp, M. P., Ten Haaf, D. S. M., Van Cingel, R., De Wijer, A., Nijhuis-Van Der Sanden, M. W. G., & Bart Staal, J. (2015). Injuries in runners; a systematic review on risk factors and sex differences. In *PLoS ONE* (Vol. 10, Issue 2). Public Library of Science. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0114937>
- Van Der Worp, M. P., Van Der Horst, N., De Wijer, A., Backx, F. J. G., & Nijhuis-Van Der Sanden, M. W. G. (n.d.). *Iliotibial Band Syndrome in Runners A Systematic Review*.
- Van Gent, R. N., Siem, D., Van Middelkoop, M., Van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & Koes, B. W. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: A systematic review. In *British Journal of Sports Medicine* (Vol. 41, Issue 8, pp. 469–480). <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.033548>
- Van Hooren, B., van Rengs, L., & Meijer, K. (2024). Per-step and cumulative load at three common running injury locations: The effect of speed, surface gradient, and cadence. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 34(2). <https://doi.org/10.1111/sms.14570>
- Viljoen, C., Janse van Rensburg, D. C., van Mechelen, W., Verhagen, E., Silva, B., Scheer, V., Besomi, M., Gajardo-Burgos, R., Matos, S., Schoeman, M., van Rensburg, A. J., van Dyk, N., Scheepers, S., & Botha, T. (2022). Trail running injury risk factors: a living systematic review. In *British Journal of Sports Medicine* (Vol. 56, Issue 10, pp. 577–587). BMJ Publishing Group. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2021-104858>
- Viljoen, C. T., Janse van Rensburg, D. C., Verhagen, E., van Mechelen, W., Tomás, R., Schoeman, M., Scheepers, S., & Korkie, E. (2021). Epidemiology of Injury and

Illness Among Trail Runners: A Systematic Review. In *Sports Medicine* (Vol. 51, Issue 5, pp. 917–943). Springer Science and Business Media Deutschland GmbH. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01418-1>

Viljoen, C. T., Sewry, N., Schweltnus, M. P., Janse Van Rensburg, D. C., Swanevelder, S., & Jordaan, E. (2021). Independent Risk Factors Predicting Gradual Onset Injury in 2824 Trail Running Race Entrants: SAFER XVIII Study. *Wilderness & Environmental Medicine*, 32(3), 293–301. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.wem.2021.04.002>

Viljoen, C. T., van Rensburg, D. C. J., Verhagen, E., van Mechelen, W., Korkie, E., & Botha, T. (2021). Epidemiology, clinical characteristics, and risk factors for running-related injuries among south african trail runners. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(23). <https://doi.org/10.3390/ijerph182312620>

Vincent, H. K., Brownstein, M., & Vincent, K. R. (2022). Injury Prevention, Safe Training Techniques, Rehabilitation, and Return to Sport in Trail Runners. *Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation*, 4(1), e151–e162. <https://doi.org/10.1016/j.asmr.2021.09.032>

Wen, D. Y. (2007). Risk Factors for Overuse Injuries in Runners. *Current Sports Medicine Reports*, 6(5), 307–313.

Anexos

Anexo 1 – Questionário de seleção

Todas as informações que nos fornecer são confidenciais. Estas informações têm como objetivo avaliar a viabilidade da sua participação neste estudo de forma a podermos garantir a validade dos resultados do mesmo e que não se prejudica a si própria.

Data _____

Peso (kg)_____

Clube _____

Altura (m)_____

Sexo _____

Idade _____

Perguntas sobre a saúde

Foi-lhe diagnosticada alguma doença cardiovascular? (doença cardíaca, vascular periférica, cerebrovascular) ____

Foi-lhe diagnosticada alguma doença pulmonar? (DPOC, asma, fibrose cística) ____

Foi-lhe diagnosticada alguma doença metabólica? (diabetes tipo I ou tipo II, doença renal, hepática ou tiroideia)____

Costuma sentir dor ou desconforto no peito? ____

Tem insuficiência respiratória em repouso? ____

Sente tonturas ou desmaios com alguma frequência? ____

Tem palpitações ou taquicardias com alguma frequência? ____

Sente fadiga inabitual no quotidiano? ____

Foi-lhe diagnosticada hipertensão? (>140/90) ____

Está atualmente grávida? ____

Utiliza palmilhas ortopédicas? ____

Foi submetida a alguma cirurgia no membro inferior? ____ Se sim, qual a data da operação? ____

A lesão do membro inferior obrigou a uma paragem de quanto tempo? ____

No último mês teve alguma dor no membro inferior? ____

Foi-lhe diagnosticada alguma lesão no membro inferior? ____ Qual? _____

Há quanto tempo? _____

Alguma vez teve a lesão síndrome da banda iliotibial? _____

Tem ou teve alguma lesão em qualquer outra região do corpo? _____

Qual? _____ Há quanto tempo? _____

Se teve lesões, por quem foi diagnosticada (Opções: Médico, Fisioterapeuta, Outro)?

Costuma sentir algum desconforto enquanto pratica exercício físico? ____

Perguntas sobre o treino

É acompanhado por algum treinador? _____

Quantas sessões de treino realiza por semana? _____

Quantas Km costuma fazer durante uma semana? _____

Em que tipo de terreno costuma treinar? _____

Que tipo de calçado costuma utilizar? _____

Costuma treinar sozinho ou acompanhado? _____

Faz alongamentos depois das sessões de treino? _____

Que métodos utilizar para recuperar do treino? _____

Para além do trail costuma praticar outro desporto? _____

Participou em alguma competição no último ano? _____

Anexo 2 – Consentimento Informado Livre e Esclarecido

Título do projeto: Como pode a frequência da passada influenciar os fatores de risco para a síndrome da banda iliotibial em atletas femininas de trail?

Pessoa responsável pelo projeto: André Rangel

Professora orientadora do projeto: Prof. Dra. Silvia Cabral

Instituição de acolhimento: Faculdade de Motricidade Humana – Universidade de Lisboa

Este documento, designado **Consentimento, Informado, Livre e Esclarecido**, contém informação importante em relação ao estudo para o qual foi convidado a participar, bem como o que pode esperar se decidir participar no mesmo. Leia atentamente toda a informação aqui contida. Deve sentir-se inteiramente livre para colocar qualquer questão, assim como para discutir com terceiros (amigos, familiares) a decisão da sua participação neste estudo.

Informação geral
<p>O Trail Running tem ganho um crescente destaque ao longo dos anos, tornando-se a forma mais popular de corrida off-road. A popularidade do Trail Running está relacionada com a facilidade de prática, uma vez que não requer equipamento especializado.</p> <p>Contudo, a corrida de Trail apresenta um alto risco de lesões. Vários estudos com atletas de trail mostraram altas taxas de lesões, sendo que as áreas mais afetadas são geralmente os joelhos e os tornozelos. As lesões mais comuns incluem bolhas, entorses articulares e tendinopatias.</p> <p>A síndrome da banda iliotibial é uma das principais causas de dor no joelho em corredoras devido ao uso excessivo desta parte do corpo. Estudos indicam que a biomecânica da corrida desempenha um papel importante no desenvolvimento da síndrome da banda iliotibial, sendo uma maior adução da anca e rotação interna do joelho importantes fatores de risco.</p> <p>Além disso, estudos mostram que a carga no joelho durante a corrida é maior em velocidades mais lentas, o que pode aumentar o risco de lesões no joelho.</p>

Quais os procedimentos do estudo em que vou participar?

O estudo consiste em apenas uma única sessão de recolha de dados. Durante a sessão, as participantes começarão por vestir um traje de lycra, colocar um sensor de movimento em cada segmento (pés, pernas, coxas, bacia e tórax) e umas palmilhas dentro dos sapatos. Farão um aquecimento de 2 minutos com o equipamento. Em seguida, realizarão três repetições de uma corrida ao ritmo inicial de competição, até capturar ao todo 9 passadas. Durante esta tarefa os dados cinemáticos e cinéticos serão gravados pelos sensores de movimento, pelas palmilhas e por câmara de vídeo. Posteriormente os dados serão tratados anonimamente e exportados para análise estatística no SPSS.

Qual a duração esperada da minha participação?

A sua participação deverá durar aproximadamente 30 min.

A minha participação é voluntária?

A sua participação é voluntária e pode recusar-se em participar. Caso decida participar neste estudo é importante ter conhecimento que pode desistir a qualquer momento, sem qualquer tipo de consequência para si. No caso de decidir abandonar o estudo, não se tem de justificar, apenas pedimos que nos comunique para o meu contacto pessoal (+351 916 427 253). Se desejar fazer uma reclamação relacionada com a sua participação neste estudo, deverá contactar o Conselho de Ética para a Investigação da Faculdade de Motricidade Humana (etica@fmh.ulisboa.pt).

Quais os possíveis benefícios da minha participação?

A participação neste estudo contribuirá para a melhoria sobre a sua técnica de corrida, podendo contribuir para um melhor rendimento da corrida e redução do risco de lesões, e ainda poderão aprender um pouco acerca da biomecânica da corrida. Terão oportunidade de participar num estudo científico que pode contribuir para o conhecimento e evolução do Trail Running e também de modalidades de corrida off-road.

Quais os possíveis riscos da minha participação?

Existe sempre algum risco de lesão associado a ações desportivas, contudo as ações desportivas que serão testadas, são realizadas inúmeras vezes durante a prática da modalidade, com maior imprevisibilidade do que será pedido nesta sessão. Por esta razão, o risco expectável é baixo e inferior ao que resulta da sua prática desportiva.

Há cobertura por uma companhia de seguros?

No caso de algum evento negativo não existe nenhuma cobertura por parte de companhias de seguros.

Como é assegurada a confidencialidade dos dados?

A informação obtida neste estudo é confidencial e não será revelada a pessoa alguma, exceto à professora orientadora deste projeto. Será atribuído um código a todos os participantes. Este código consta no canto superior direito da primeira página deste documento.

Durante o decurso do estudo este mesmo código será usado para garantir o anonimato de cada participante. Toda a informação relativa aos participantes será analisada apenas pelo investigador, e sempre sob a designação do código que inicialmente lhe foi atribuído.

O que acontecerá aos dados quando a investigação terminar?

Os dados serão devidamente processados pelo investigador do Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional. O armazenamento dos dados ficará à responsabilidade do Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional e poderão ser posteriormente usados exclusivamente para fins de investigação, sendo sempre garantido o seu anonimato.

Como irão os resultados do projeto ser divulgados e com que finalidades?

Os resultados deste projeto irão ser utilizados apenas para fins de investigação, estando planeado a publicação de uma tese de mestrado. Em nenhuma circunstância será possível a sua identificação durante a apresentação dos dados

Em caso de dúvidas ou de urgência quem devo contactar?

Para qualquer questão relacionada com a sua participação neste estudo, por favor, contactar: André Rangel, através do seu número de telemóvel pessoal: +351 916 427 253

Muito obrigado pela sua colaboração e tempo dispensado!

Assinatura do Consentimento Informado, Livre e

Esclarecido

Li (ou alguém leu para mim) o presente documento e estou consciente do que esperar quanto à minha participação neste projeto. Tive a oportunidade de colocar todas as questões e as respostas esclareceram todas as minhas dúvidas. Assim, aceito voluntariamente participar neste estudo.

Declaro ainda que autorizo:

- Que os meus dados sejam utilizados, de forma anónima, para este projeto de investigação.
- Que os meus dados sejam utilizados, de forma anónima, para outros projetos de investigação (nacionais e internacionais) futuramente desenvolvidos pelo Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional.
- Que os meus dados sejam partilhados, de forma anónima, em bases de dados digitais abertas, para que investigadores de outras instituições possam ter acesso aos mesmos para confirmar/comparar resultados (apenas para efeitos de investigação).

Foi-me dada uma cópia deste documento.

Data: _____

Nome do participante

Assinatura do participante

**Nome do Encarregado
de educação**

**Assinatura do Encarregado de
Educação (em caso de menor)**

Investigador/Equipa de Investigação

Os aspetos mais importantes deste estudo foram explicados ao participante ou ao seu representante, antes de solicitar a sua assinatura. Uma cópia deste documento será fornecida.

Data: _____

Nome da pessoa que obtém o consentimento

Assinatura da pessoa que obtém o consentimento

Anexo 3 – Comparação dos dados originais com os dados filtrados dos ângulos da adução da anca, da rotação interna do joelho e da força de reação ao solo

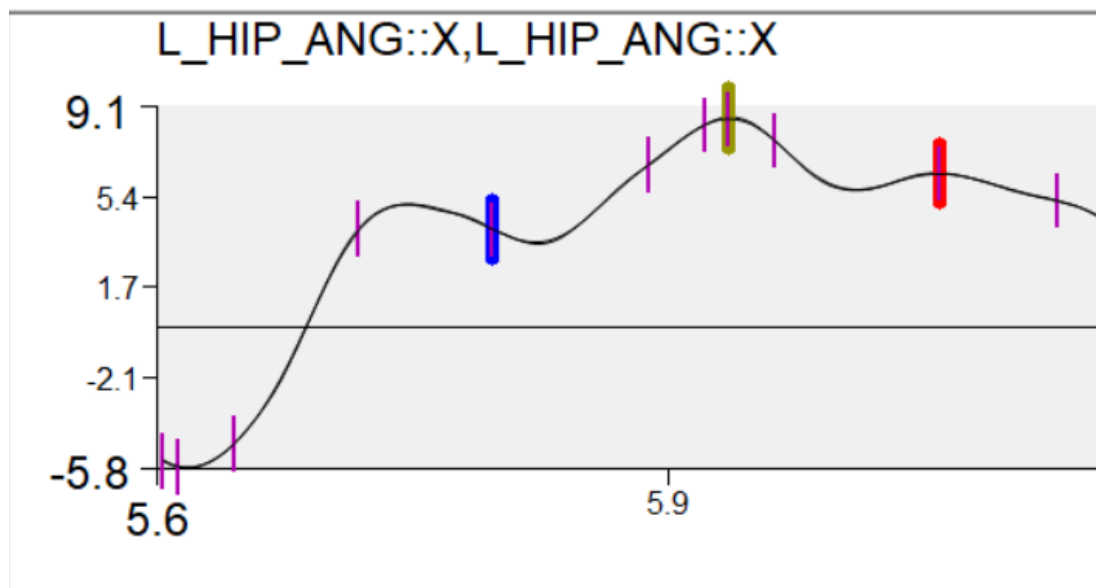


Figura 9. Comparação dos dados originais com os dados filtrados dos ângulos da adução da anca durante uma passada; início da passada azul, final da passada (vermelho), Pico de adução da anca (verde); extraídos do Visual 3D

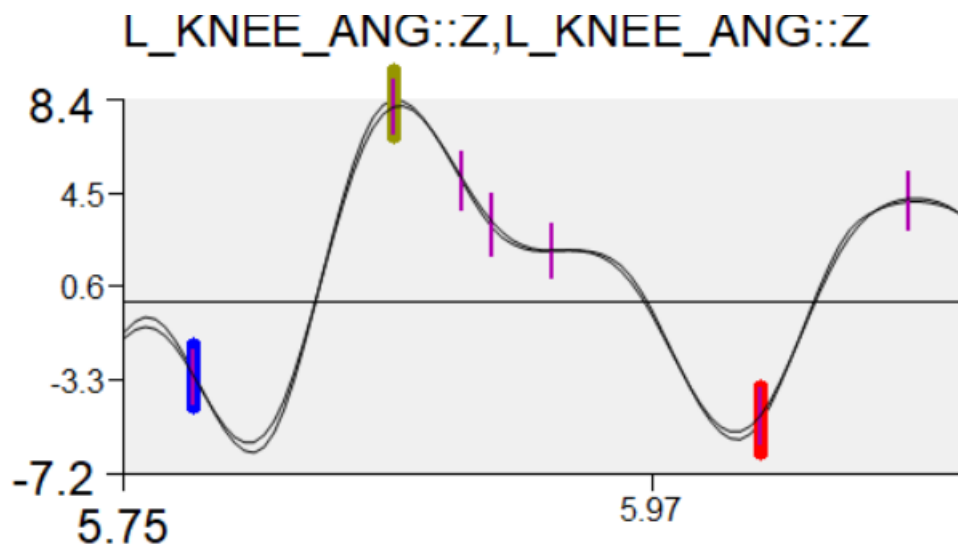


Figura 10. Comparação dos dados originais com os dados filtrados dos ângulos da rotação interna do joelho durante uma passada; início da passada azul), final da passada (vermelho), Pico de rotação interna do joelho (verde); extraídos do Visual 3D

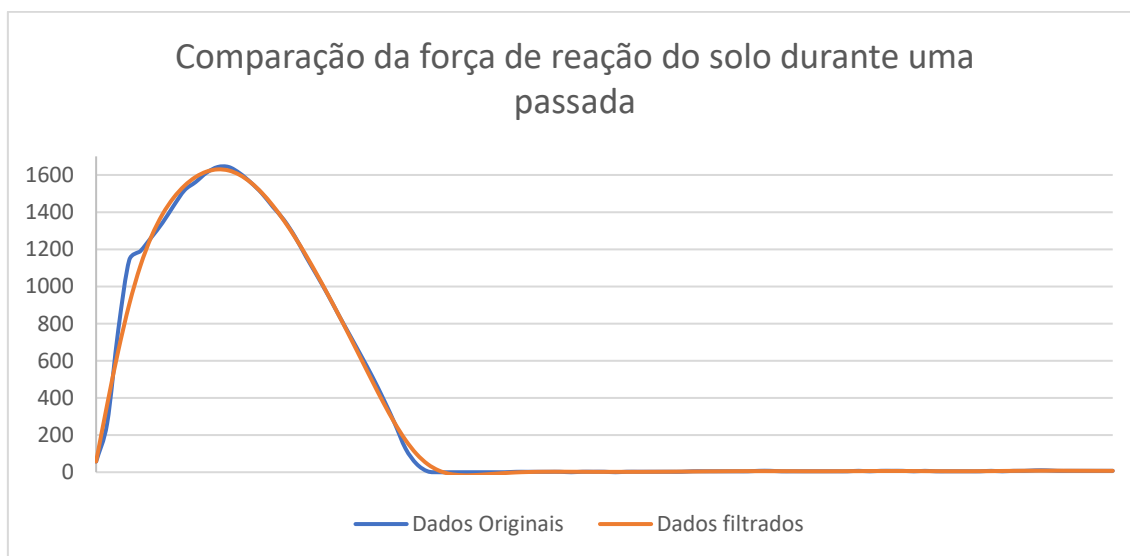


Figura 11. Comparação dos dados originais com os dados filtrados da força de reação do solo durante uma passada