

**LARISSA SANTOS PINTO PINHEIRO**

**ASSOCIAÇÃO DA CINEMÁTICA DE MEMBRO INFERIOR E DA FORÇA  
MUSCULAR DE TRONCO E QUADRIL COM O DESEMPENHO DE  
CORREDORES NO STAR TESTE MODIFICADO**

**Belo Horizonte**

**Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG**

**2018**

**LARISSA SANTOS PINTO PINHEIRO**

**ASSOCIAÇÃO DA CINEMÁTICA DE MEMBRO INFERIOR E DA FORÇA  
MUSCULAR DE TRONCO E QUADRIL COM O DESEMPENHO DE  
CORREDORES NO STAR TESTE MODIFICADO**

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

**Área de Concentração:** Desempenho Motor e Funcional Humano

**Orientador:** Prof. Dr. Renan Alves Resende

**Co-orientadoras:** Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Juliana de Melo Ocarino

Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Natália Franco Netto Bittencourt

**Belo Horizonte**

**Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG**

**2018**

P654a Pinheiro, Larissa Santos Pinto  
2018 Associação da Cinemática de Membro Inferior e da Força Muscular de Tronco e  
Quadril com o Desempenho de Corredores no Star Teste Modificado. [manuscrito] /  
Larissa Santos Pinto Pinheiro – 2018.  
45 f., enc.: il.

Orientador: Renan Alves Resende

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

Bibliografia: f. 35-37

1. Fisioterapia esportiva – Teses. 2. Corredores (Esportes) – Teses. 3. Força  
muscular – Teses. 4. Cinemática – Teses. 5. Membros inferiores – Teses. I. Resende,  
Renan Alves. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física,  
Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 615.8:758

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

## **AGRADECIMENTOS**

Em primeiro lugar, agradeço a Deus, fonte da vida. Graças a Ti estou aqui com essa conquista tão sonhada. Muito obrigada, Senhor, por cada bênção derramada em minha vida e na vida daqueles que tanto amo e estiveram presentes nessa jornada.

Agradeço aos meus pais, Rosana e José Carlos, por todo amor ofertado. Mãe, muito obrigada por estar presente e por ter me acalmado nos momentos mais difíceis, pela dedicação incondicional e por ter sonhado junto comigo. Pai, sou muito grata por toda a confiança depositada em mim. Como sempre digo: você é meu exemplo de guerreiro. Essa vitória também é sua!

Aos meus familiares, em especial minha avó Lia, tia Renatta e ao Samuel, pelo apoio ao longo dessa trajetória e por me amarem tanto! Vocês são minha fortaleza e fontes de inspiração.

Ao meu orientador, Renan Resende, por ter me acolhido tão bem, ter acreditado em mim e, principalmente, por ter vibrado comigo em uma das minhas maiores conquistas no meio desse percurso. Você é um exemplo de profissional e me inspira em cada um de nossos encontros com sua dedicação e compromisso. Obrigada por ter me orientado tão de perto, por ter se feito presente constantemente ao longo dessa pesquisa, por todos os momentos de incentivo, por cada palavra acolhedora e cada momento de descontração (que foram vários!) e tornaram essa caminhada um pouco mais leve. Sinto-me privilegiada por ter sido sua mestranda e levarei seus ensinamentos comigo sempre!

Às minhas co-orientadoras, Natália e Juliana, que, cada uma ao seu modo, contribuíram para o desenvolvimento desse projeto. Natália, sou grata por suas colocações e observações sempre tão pertinentes durante a operacionalização das coletas. Ju, muito obrigada por sua dedicação e pelas valiosas correções na redação do trabalho. Sua sabedoria e disponibilidade ao longo do projeto foram essenciais para que eu pudesse chegar até aqui.

Ter podido contar com vocês durante esse processo foi uma das melhores coisas que me aconteceram.

Ao Thiago Teles que prontamente se disponibilizou para me auxiliar com os equipamentos e tantas outras adversidades ao longo das coletas. Sua competência é inquestionável e sou muito grata pelas suas valiosas contribuições que enriqueceram grandemente esse trabalho.

Aos alunos de iniciação científica, Raffi, Carolina e Suelen, que ofertaram toda sua disponibilidade para que esse projeto de fato acontecesse. Muito obrigada, Raffi, por ter, gentilmente, me dado a oportunidade de conhecer e utilizar seus equipamentos que foram imprescindíveis para a coleta de dados. Carol, sou grata pela sua grande colaboração no início desse trabalho. Suelen, obrigada por ter aceitado o convite de me auxiliar e por ter demonstrado tamanha competência.

Aos voluntários, agradeço pela disponibilidade e interesse, mesmo que nenhum benefício direto pudesse ser oferecido em troca. Sem a participação de vocês não seria possível a concretização desse trabalho.

Aos colegas do Programa de Pós Graduação em Ciências da Reabilitação, em especial ao Diego, Aline, Pollyana, Ana Paula, Gabriela, Larissa, Aline “Pinda”, Bruno, Rafael e Uiara. Agradeço pela parceria, incentivo e pelas ricas discussões. Foi muito bom conviver com pessoas tão talentosas durante esse período.

Aos funcionários do colegiado de Pós Graduação e do departamento de Fisioterapia da EEEFTO, Marilane, Gabriel, Délcio, Margareth e Pâmela, por terem me atendido com paciência e dedicação. E aos treinadores do Centro de Treinamento Esportivo da UFMG, Roberta, Roberto, Márcio e Cristiano por terem disponibilizado seus atletas para as coletas.

Aos meus amigos, Gordinhos Tensos, Aninha, Grazi, Rafa Fadini, Eliza, Livia e Lari Tavares, que tanto me apoiaram nessa jornada, ouvindo minhas lamúrias com paciência, me incentivando e puxando minha orelha quando

necessário. Sou muito grata por ter vocês em minha vida e por serem tão especiais. É com imenso prazer que compartilho essa vitória com vocês!

## **PREFÁCIO**

A presente dissertação estrutura-se da seguinte forma:

- Introdução contendo informações globais sobre a pesquisa realizada, incluindo uma revisão de literatura sobre o tema estudado, a formulação das hipóteses, delimitações do estudo e os objetivos da pesquisa;
- Artigo proveniente do estudo realizado a ser submetido no periódico Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy;
- Considerações Finais com síntese do trabalho e as explicações de como o mesmo se enquadra no eixo central do Programa de Pós Graduação em Ciências da Reabilitação da UFMG.

## RESUMO

O *Star* Teste Modificado avalia o controle postural dinâmico de atletas e tem sido utilizado como teste de triagem para prever a ocorrência de lesões em membros inferiores nessa população. A execução deste teste envolve o movimento de múltiplas articulações e a fraqueza dos músculos do tronco e dos membros inferiores também pode influenciar o desempenho do teste. Dessa forma, este estudo avaliou a influência do deslocamento angular de tornozelo, joelho, quadril do membro de apoio e do tronco, nos planos sagital e frontal, e da capacidade de geração de torque dos músculos do tronco e do quadril do membro de apoio no desempenho de corredores de rua no *Star* Teste Modificado. Trinta e nove corredores participaram do estudo, sendo 14 mulheres e 25 homens com média de idade  $41,1 \pm 9,6$  anos, peso  $71,2 \pm 12,1$  Kg e altura  $1,72 \pm 0,9$  metros. Os atletas realizaram o *Star* Teste Modificado com o membro dominante de apoio. Foi utilizado um sistema composto por Unidades de Medidas Inerciais para capturar os deslocamentos angulares de tronco, quadril, joelho e tornozelo nos planos sagital e frontal do membro de apoio no momento do alcance máximo, em cada direção do teste. Os atletas também realizaram a avaliação da capacidade de geração de torque dos músculos extensores e flexores laterais do tronco, extensores, rotadores laterais e abdutores do quadril de apoio por meio de um dinamômetro portátil. Foram realizadas duas análises de regressão linear múltipla para avaliar a relação do deslocamento angular e da capacidade de geração de torque com o desempenho nas três direções do teste, com  $\alpha=0,05$ . O deslocamento angular do quadril e do joelho no plano sagital foram capazes de prever o alcance anterior e o deslocamento angular do quadril nos planos sagital e frontal e do tornozelo no plano sagital foram capazes de prever o alcance posterolateral do teste, sendo que menor flexão de quadril e maior flexão de joelho foram associados a maior alcance anterior no teste, e maior flexão e adução de quadril e maior dorsiflexão de tornozelo foram associadas a maior alcance posterolateral. Além disso, a capacidade de geração de torque isométrico de extensores de quadril foi capaz de prever os alcances posteromedial, posterolateral e o alcance composto do teste. O deslocamento angular de quadril nos planos sagital e frontal e de joelho e tornozelo no plano sagital explicaram de 60 a 65% do desempenho dos atletas no *Star* Teste



Modificado e a capacidade de geração de torque isométrico dos extensores de quadril explicou de 37 a 41% do desempenho no teste. Esses resultados sugerem que a partir do desempenho de atletas no *Star Teste Modificado*, o fisioterapeuta poderá realizar uma avaliação clínica adicional para identificar se a pior performance no teste está relacionada com alterações nos padrões de movimento dos membros inferiores, nos planos sagital e frontal, e com a força dos músculos extensores de quadril.

**Palavras-chave:** Star Teste Modificado. Cinemática. Unidade de Medida Inercial. Torque.

## ABSTRACT

The modified Star Excursion Balance Test evaluate athletes' dynamic postural control. It has been used in clinical settings as a screening tool to identify athletes at increased risk of injury. The performance in this test requires movement in multiple body joints. In addition, weakness of the trunk and lower limbs muscles may also influence the performance during the modified Star Excursion Balance Test. Therefore, the lower limbs and trunk angular displacement and the lower limbs and trunk strength may influence the athlete performance during the test. This study investigated the relationship between trunk, hip, knee and ankle angular displacement and trunk and hip muscles strength and the performance during the modified Star Excursion Balance Test in runners. Thirty-nine runners participated in this study, 14 women and 25 men, mean age  $41.1 \pm 9.6$  years, body mass  $71.2 \pm 12.1$  kg and height  $1.72 \pm 0.9$  meters. The participants performed the modified Star Excursion Balance Test with the dominant limb as the support limb. A system consisting of Inertial and Magnetic Measurements Units was used to capture the angular displacements of trunk, hip, knee and ankle of the support limb during the test. The software estimated angular position values at maximal reach in each direction of the modified Star Excursion Balance Test. A handheld dynamometer was used to measure the isometric strength of the trunk and hip muscles: extensor and lateral flexor muscles of the trunk, extensors, lateral rotators and hip abductors of the support limb. Two multiple linear regressions were used to assess the association between trunk, hip, knee and ankle angular displacement of the support limb and trunk and hip muscles strength of the support limb and performance during the modified Star Excursion Balance Test. The significance was set at  $\alpha = 0.05$ . The first regression model revealed that hip and knee angular displacement in the sagittal plane predicted anterior reach and hip angular displacement in the sagittal and frontal planes and ankle angular displacement in the sagittal plane predicted posterolateral reach distance. Specifically, reduced hip flexion and greater knee flexion were associated with greater anterior reach in the modified Star Excursion Balance Test. In addition, greater hip flexion, adduction and greater ankle dorsiflexion were associated with greater posterolateral reach. Muscles isometric torque

capacity predicted posteromedial reach, posterolateral reach and composite reach distance during the test. Specifically, strength of the hip extensors was associated with greater posteromedial reach, posterolateral reach and composite reach. In conclusion, hip, knee and ankle kinematics in the sagittal and frontal planes explained 60-65% of the athlete's performance in the modified Star Excursion Balance Test and strength of the extensors hip muscles explained 37-41% of the test performance. These results suggest that clinicians need to perform additional assessment for hip strength and movement and knee and ankle movement in athletes demonstrating poor performance during the modified Star Excursion Balance Test.

**Keywords:** Modified Star Excursion Balance Test. Kinematics. Inertial and Magnetic Measurements Units. Torque.

## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO .....	13
2. ARTIGO .....	17
3. CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	37
REFERÊNCIAS .....	38
APÊNDICE A .....	41
APÊNDICE B .....	45

## 1 INTRODUÇÃO

O Teste de Equilíbrio por Excursão em Estrela Modificado, popularmente conhecido como *Star* Teste Modificado, é frequentemente utilizado para avaliar o controle postural dinâmico de atletas e trata-se de uma medida válida e com confiabilidades inter e intraexaminador de boa a excelente<sup>1,2,3</sup>. Durante a realização do teste, o atleta é solicitado a permanecer em apoio unipodal, sobre três fitas métricas. A primeira na direção anterior, separada por 135° das fitas métricas posicionadas nas direções posteromedial e posterolateral, sendo estas duas últimas separadas por 90° entre si, enquanto o membro inferior contralateral realiza o maior alcance possível em cada uma das direções<sup>3</sup>. A literatura existente sugere que os resultados obtidos com o *Star* Teste Modificado fornecem medidas objetivas de déficits do controle postural dinâmico de membros inferiores (MMII)<sup>1</sup> e é capaz de prever a ocorrência de lesões dos MMII em atletas, como instabilidade crônica de tornozelo e estiramento dos músculos isquiossurais<sup>4,5,6,7,8,9</sup>, o que contribuiu para o aumento da utilização clínica do teste como ferramenta de triagem para identificar atletas em risco aumentado de ocorrência de lesão.

Plisky *et al.*<sup>4</sup> demonstraram que jogadores de basquete com uma diferença na distância de alcance anterior maior que quatro centímetros entre os membros direito e esquerdo, durante a realização do *Star* Teste Modificado, estão mais propensos à ocorrência de lesão nos MMII. Foi observado também que jogadoras de basquete que tiveram uma distância de alcance composta (somatório da distância alcançada nas 3 direções) menor que 94% do comprimento dos MMII, também apresentaram maior probabilidade de ocorrência de lesões, sendo estas classificadas como lesões que poderiam resultar na restrição ou limitação da participação em alguma atividade programada ou do jogo. Já o estudo de Hubbard *et al.*<sup>5</sup>, demonstrou que as distâncias de alcance anterior e posteromedial identificaram pessoas com instabilidade crônica de tornozelo. Por fim, Clagg *et al.*<sup>10</sup> compararam a performance no teste entre indivíduos que realizaram cirurgia de reconstrução do ligamento cruzado anterior, no momento de retorno ao esporte, e indivíduos sem histórico de lesão, e demonstraram uma redução na distância de alcance anterior dos MMII no grupo que realizou a reconstrução do ligamento cruzado anterior. Esses achados comprovam a utilização do *Star* Teste Modificado como

uma ferramenta de avaliação da capacidade de controle postural dinâmico que pode fornecer informações clínicas quanto à capacidade de predição de lesão de MMII.

O desempenho no *Star* Teste Modificado requer movimento em múltiplos segmentos do corpo e articulações, como o tornozelo, joelho, quadril e tronco, a fim de atingir o maior alcance em cada uma das direções do teste. Assim, o padrão de movimento de cada articulação pode influenciar o desempenho do atleta no teste. Por exemplo, Kang *et al.*<sup>11</sup> avaliaram a relação da cinemática de tronco e de MMII com o desempenho no *Star* Teste Modificado, em trinta indivíduos jovens não-atletas, e demonstraram que a combinação da amplitude de dorsiflexão de tornozelo e de extensão de tronco prediz a distância do alcance na direção anterior. Além disso, os autores observaram que a combinação da amplitude de flexão de quadril e flexão ipsilateral do tronco e a combinação da amplitude de flexão de quadril e de flexão contralateral do tronco predizem as distâncias dos alcances posteromedial e posterolateral, respectivamente. Dessa forma, é possível que o deslocamento angular do tronco em atletas também influencie o controle postural em apoio unipodal, já que o mesmo é utilizado como estratégia de correção do equilíbrio para manter a projeção do centro de massa dentro da base de suporte<sup>12,13</sup>, o que evita a perda de equilíbrio causada pelo alcance do membro em oscilação durante a realização do teste.

Além da possível influência de movimentos de tronco sobre o desempenho no *Star* Teste Modificado, estudos mostraram que a redução da capacidade de geração de torque dos músculos do quadril comprometem o desempenho durante a realização do teste. Por exemplo, Hubbard *et al.*<sup>14</sup> demonstraram que a capacidade de geração de torque de abdutores de quadril do membro em apoio apresentou correlação positiva com a distância de alcance posteromedial, e a capacidade de geração de torque dos extensores de quadril, também do membro em apoio, apresentou correlação positiva com a distância de alcance posterolateral, em indivíduos não-atletas com instabilidade crônica de tornozelo. Clagg *et al.*<sup>10</sup> demonstraram correlação positiva entre a capacidade de geração de torque de abdutores de quadril de atletas que realizaram reconstrução do ligamento cruzado anterior e as três distâncias de alcance do *Star* Teste Modificado. Assim, o desempenho durante a realização do teste pode ser

comprometido devido à redução da capacidade de geração de torque da musculatura de quadril, que estabiliza a pelve, do membro de apoio<sup>15,16,17</sup>.

É possível que a redução da capacidade de geração de torque de músculos de tronco também comprometa o desempenho durante a realização do teste, já que o alinhamento dinâmico do tronco interfere no posicionamento do centro de massa corporal e, conseqüentemente, pode influenciar o controle postural dinâmico<sup>20,21</sup>. Associado a isso, o tronco se movimenta em contraposição à oscilação do membro que realiza o alcance<sup>11</sup>, o que exige da musculatura a habilidade de suportar o peso desse segmento durante a realização do teste.

O *Star* Teste Modificado é amplamente utilizado como teste de triagem durante a pré-temporada de diferentes esportes, momento no qual é necessário avaliar um grande número de atletas em um curto período de tempo<sup>1</sup>. Geralmente, os atletas que demonstram baixo desempenho no teste são submetidos a avaliações específicas, pois provavelmente apresentam maior risco de lesão durante a temporada<sup>4,5,6,7</sup>. Portanto, uma melhor compreensão sobre a relação entre os padrões de movimento do membro inferior de suporte e do tronco e a força muscular do tronco e do quadril do membro de suporte com o desempenho no *Star* Teste Modificado, poderia orientar o processo de avaliação após a identificação de um atleta com desempenho ruim neste teste de triagem. Além disso, não há estudos na literatura que avaliaram a relação entre o deslocamento angular de tronco e membros inferiores em atletas saudáveis e a capacidade de geração de torque de tronco e quadril e o desempenho no teste de atletas sem lesão.

Assim, este estudo avaliou a associação entre o deslocamento angular de tronco, quadril, joelho e tornozelo do membro de suporte nos planos sagital e frontal e da capacidade de geração de torque isométrico dos músculos extensores e flexores laterais do tronco e de rotadores laterais, abdutores e extensores do quadril do membro de suporte e o desempenho no *Star* Teste Modificado em atletas que praticam a corrida de rua. As hipóteses do estudo foram: (1) capacidade de geração de torque isométrico dos músculos do tronco e do quadril apresentaria associação com o desempenho no *Star* Teste Modificado nas três direções; e (2) para o alcance anterior, a extensão de tronco e a flexão de quadril e joelho e a dorsiflexão de tornozelo apresentariam associação com o desempenho no *Star* Teste Modificado; (3) para o alcance

posteromedial, flexão lateral do tronco em direção ao membro de apoio, flexão de quadril e joelho e dorsiflexão de tornozelo apresentariam associação com o desempenho no *Star* Teste Modificado; e, finalmente, (4) para o alcance posterolateral, flexão lateral do tronco em direção ao membro de oscilação, flexão de quadril e joelho e dorsiflexão de tornozelo apresentariam associação com o desempenho no *Star* Teste Modificado.



## 2 ARTIGO

*A ser submetido para o periódico Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy:*

### **ASSOCIATION BETWEEN KINEMATICS AND TORQUE OF TRUNK AND HIP MUSCLES AND PERFORMANCE IN THE MODIFIED STAR EXCURSION BALANCE TEST IN RUNNERS**

Larissa Santos Pinto Pinheiro<sup>(1)</sup>, Juliana de Melo Ocarino<sup>(2)</sup>, Natália Franco Netto Bittencourt<sup>(3)</sup>, Suelen Cristina Souza Martins<sup>(4)</sup>, Raffi Antunes Braga Bontempo<sup>(4)</sup>, Renan Alves Resende<sup>(5)</sup>

(1) Advanced Master Student, Graduate Program in Rehabilitation Sciences, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte MG, Brazil

(2) Doctor of Rehabilitation Sciences, Department of Physical Therapy, Graduate Program in Rehabilitation Sciences, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte MG, Brazil.

(3) Doctor of Rehabilitation Sciences, Department of Physical Therapy, Graduate Program in Rehabilitation Sciences, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte MG, Brazil.

(4) Undergraduate Student, Department of Physical Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte MG, Brazil

(4) Undergraduate Student, Department of Physical Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte MG, Brazil

(5) Doctor of Rehabilitation Sciences, Department of Physical Therapy, Graduate Program in Rehabilitation Sciences, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte MG, Brazil.

**Corresponding Author:** Renan Alves Resende

Graduate Program in Rehabilitation Sciences

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Universidade Federal de Minas Gerais

Av. Antonio Carlos 6627, Campus Pampulha

Belo Horizonte, MG, Brazil 31270-901

E-mail: renan.aresende@gmail.com

Phone: 55 31 3409-7412

## ABSTRACT

The modified Star Excursion Balance Test evaluates athletes' dynamic postural control. It has been used in clinical settings as a screening tool to identify athletes at increased risk of injury. The performance in this test requires movement in multiple body joints. In addition, weakness of the trunk and lower limbs muscles may also influence the performance during the modified Star Excursion Balance Test. Therefore, the lower limbs and trunk angular displacement and the lower limbs and trunk muscle strength may influence the athlete performance during the test. This study investigated the relationship of trunk, hip, knee and ankle angular displacement and trunk and hip muscles strength with the performance during the modified Star Excursion Balance Test in runners. Thirty-nine runners participated in this study, 14 women and 25 men, mean age  $41.1 \pm 9.6$  years, body mass  $71.2 \pm 12.1$  kg and height  $1.72 \pm 0.9$  meters. The participants performed the modified Star Excursion Balance Test with the dominant limb as the support limb. A system consisting of Inertial and Magnetic Measurements Units was used to capture the angular displacements of trunk, hip, knee and ankle of the support limb during the test. The Smove® software estimated angular position values at maximal reach in each direction of the modified Star Excursion Balance Test. A handheld dynamometer was used to measure the isometric strength of the trunk and hip muscles: extensor and lateral flexor muscles of the trunk, extensors, lateral rotators and hip abductors of the support limb. Two multiple linear regressions were used to assess the association of trunk, hip, knee and ankle angular displacement of the support limb and trunk and hip muscles strength of the support limb with performance during the modified Star Excursion Balance Test. The significance was set at  $\alpha = 0.05$ . The first regression model revealed that hip and knee angular displacement in the sagittal plane predicted anterior reach and hip angular displacement in the sagittal and frontal planes and ankle angular displacement in the sagittal plane predicted posterolateral reach distance. Specifically, reduced hip flexion and greater knee flexion were associated with greater anterior reach in the modified Star Excursion Balance Test. In addition, greater hip flexion, adduction and greater ankle dorsiflexion were associated with greater posterolateral reach. Muscles isometric torque capacity predicted posteromedial reach, posterolateral reach and composite

reach distance during the test. Specifically, strength of the hip extensors was associated with greater posteromedial reach, posterolateral reach and composite reach. In conclusion, hip, knee and ankle kinematics in the sagittal and frontal planes explained 60-65% of the athlete's performance in the modified Star Excursion Balance Test and strength of the extensors hip muscles explained 37-41% of the test performance. These results suggest that clinicians should perform additional assessment for hip strength and movement and knee and ankle movement in athletes demonstrating poor performance during the modified Star Excursion Balance Test.

**Keywords:** Modified Star Excursion Balance Test. Kinematics. Inertial and Magnetic Measurements Units. Torque.

## INTRODUCTION

The modified Star Excursion Balance Test (mSEBT) is a valid<sup>1</sup> and reliable<sup>2,22</sup> screening tool to evaluate athletes' dynamic postural control<sup>3</sup>. During this test, the athlete is required to maintain single lower limb support while the contralateral lower limb reach as far as possible in three different directions as follows: anterior, posteromedial and posterolateral. Performance during the mSEBT is determined based on the farthest reach in each direction, and on a composite score resulting from the sum of the distance reached in the three directions<sup>3</sup>. Previous studies have demonstrated that the performance on the mSEBT predicts the occurrence of lower limbs injuries in athletes, such as chronic ankle instability and hamstring strain<sup>4,5,6,7,8,9</sup>. For example, basketball players with more than four centimeters of difference between limbs in the anterior reach and with composite reach score lower than 94% of the lower limb length were more susceptible to lower limb injury<sup>5</sup>. These findings along with the low cost and easiness to apply the mSEBT contributed to its increased use in clinical settings as a screening tool to identify athletes at increased risk of injury.

The performance of the mSEBT requires movement in multiple body segments and joints (e.g. ankle, knee, hip and trunk) in order to reach maximum distance in each direction<sup>11</sup>. In this sense, the movement pattern of each joint and the related muscle strength may influence the individual performance during the test. Evidence about the influence of non-athletes trunk movements<sup>11,13</sup> and hip muscles strength<sup>10,14</sup> on the mSEBT performance suggest that the aforementioned argument is also valid for athletes. For example, it was observed that hip abductors and extensors' strength of the support limb positively correlate with mSEBT performance in non-athletes<sup>10,14</sup>. In addition, trunk movements are frequently used as a strategy to maintain balance during postural control tasks such as the mSEBT<sup>11</sup>. Therefore, trunk muscles strength may also influence on the performance of the mSEBT.

The mSEBT is widely used as a screening test during pre-season of different sports, when a large number of athletes are evaluated in a short period of time. In this context, athletes that demonstrate poor performance on the mSEBT need further evaluation, since they are probably at higher risk of injury. Therefore, better understanding about the relationship between body joints movement and trunk and hip muscle strength and the performance on the mSEBT of athletes

could guide the evaluation following this screening test. This study investigated the relationship between trunk, hip, knee and ankle kinematics and trunk and hip muscles strength of the support limb and the performance during the mSEBT in runners.

## **METHODS**

### **Participants**

Forty runners were recruited by convenience for this study. The inclusion criteria were: (i) age between 18 and 60 years old; (ii) at least 6 months of experience in street running and training above 30km per week; (iii) body mass index lower than 30Kg/m<sup>2</sup>; and (iv) no history of pain, injuries or surgeries on the lower limbs and trunk in the past six months. The exclusion criteria were (i) report of discomfort or pain during data collection; (ii) inability to perform the procedures of data collection; and (iii) technical problems during kinematics assessment. One athlete was excluded due to technical problems. Therefore, 39 runners, 14 women and 25 men, participated in this study. Table 1 presents the athletes characteristics. Each athlete signed a consent form approved by the university's Ethical Research Committee (number 65118017.5.0000.5149).

Insert\_Table\_1\_near\_here

### **Procedures**

Initially, anthropometric data and time and training load were collected. Lower limb dominance was defined based on the athlete's answer to the following question: what leg would you use to kick a ball as strong as possible? Following this, a handheld dynamometer (microFET2; Hoggan Scientific, LLC, Salt Lake City UT, USA) was used to measure the isometric strength of the trunk and support hip muscles. For all of the strength tests, the athlete performed one familiarization trial. Then, the athlete performed maximal muscle isometric contractions for five seconds. This procedure was repeated three times, with intervals of 30 seconds between trials. The examiner provided verbal encouragement to promote maximal effort by the athletes.

To evaluate the isometric strength of the trunk extensors, the athlete was in prone position, with the arms by the side and elbows extended. The

dynamometer was positioned between the superior angles of the scapulas and fixed by a rigid strap. In addition, the pelvis of the athlete was fixed to the treatment table by another rigid strap<sup>21</sup> (Figure 1A).

To evaluate the isometric strength of the trunk lateral flexors, the athlete was positioned in sideling, with the arms crossed on the chest. The dynamometer was positioned below the axillary fossa and fixed by a rigid strap. The pelvis of the athlete was also fixed to the table by a rigid strap (Figure 1B).

To evaluate hip abductors strength of the dominant lower limb, the athlete was positioned in sideling, arms in front of the body, pelvis stabilized by a rigid strap and hip positioned in neutral abduction and extension. The dynamometer was positioned five centimeters above the knee joint<sup>10</sup> (Figure 1C).

To evaluate the isometric strength of the hip lateral rotators of the dominant lower limb, the athlete was in prone position with the knee of the dominant member flexed by 90° and the contralateral knee extended. A rigid strap was used to stabilize the pelvis of the athlete on the treatment table during the test. The dynamometer was positioned on the medial aspect of the shank, five centimeters proximal to the medial malleolus<sup>22</sup>. If the examiner noticed any compensatory movements (i.e., hip adduction or trunk and pelvis rotation), the test was repeated (Figure 1D).

To evaluate the hip extensors strength of the dominant lower limb, the athlete was in prone position with the knee of the dominant side flexed by 90° and the contralateral knee extended. The dynamometer was positioned on the distal region of the femur and fixed by strap. In addition, a rigid strap fixed the pelvis of the athlete on the treatment table<sup>23</sup> (Figure 1E).

Insert\_Figure\_1\_near\_here

In a pilot study with 10 participants, the examiner demonstrated intra-rater reliability as follows: trunk extensors (ICC = 0.81; CI95%: 0.24-0.95; Standard Error Measurement - SEM: 0.37Nm/Kg); trunk lateral flexors (ICC = 0.61; CI95%: -0.54-0.90; SEM: 0.46 Nm/Kg); hip lateral rotators (ICC = 0.64; CI95%: -0.42-0.91; SEM: 0.6 Nm/Kg); hip abductors (ICC = 0.66; CI95%: -0.33-0.91; SEM: 0.45 Nm/Kg); hip extensors (ICC = 0.75; CI95%: 0.00-0.93; SEM: 0.57 Nm/Kg).

The lower limbs length was collected with athlete in supine position. First, the

athlete lifted the hips off and then back to the table. Then, the examiner passively straightened the legs to equalize the pelvis. The athlete's limb length was measured from the anterior superior iliac spine to the most distal portion of the ipsilateral medial malleolus with tape measure<sup>3</sup>.

The joints angular displacement during mSEBT performance was evaluated by a system consisting of Inertial and Magnetic Measurements Units (IMMU), including four sensors that transmitted data via Wi-Fi to smartphone app. The IMMU is a micro-electronic device constituted by four sensors composed of accelerometers (16g), gyroscopes (2000°/second) and triaxial magnetometers (16 bits)<sup>24,25</sup> with a frequency of 100Hz. The sensors data were transmitted via Wi-Fi to the smartphone software Smove®, where ankle, knee, hip and trunk angular displacements during the mSEBT were computed.

The athletes performed the mSEBT in single limb support, with hands on waist, on three metric tapes oriented in three different directions. The first tape was oriented in the anterior direction and was separated by 135° from the other two metric tapes, which was oriented on the posteromedial and posterolateral directions with 90° separating each other. Before starting data collection, the athletes performed six trials of familiarization in each direction with the dominant lower limb as the support limb<sup>3</sup>. Then, after five minutes of rest, a previously trained examiner positioned the IMMU on the following locations: interscapular, sacrum, distal portion of the thigh and leg of the dominant lower limb. Then, with the athlete in orthostatic position, the offsets of the IMMU sensors orientation were collected. Following this, the athlete stood barefoot on the dominant lower limb, hereafter referred to as support limb, with the distal aspect of the foot at the intersection point of the metric tapes. While maintaining the support limb, the athlete was asked to reach three times with the swing limb in the anterior direction, followed by three trials in posteromedial direction and finally three trials in posterolateral direction. The athlete was not allowed to remove the heel of the support limb from the floor or lost balance<sup>1</sup>. This test presented excellent intra-rater reliability, ICC varying from 0.95 to 0.98; CI95%: 0.81-0.99; SEM varying from 6.58 to 10.37cm. Finally, the athletes performance during the mSEBT was also recorded with two video cameras (Sony HDR CX405®), positioned anteriorly and laterally to the athlete. The Smove® software synchronized the two-dimensional (2D) video data with the IMMU data.

Insert\_Figure\_2\_near\_here

### **Data Reduction**

The mean of the distance reach by the hallux of the swing limb during three trials in each direction was calculated<sup>3</sup> and these values normalized by the length of the lower limb of each athlete - distance divided by limb length and multiplied by 100<sup>3</sup>. The composite reach distance was calculated by summing the three reach directions divided by three times the length of the lower limb, and then multiplied by 100<sup>3</sup>.

The fusion filter, proposed by Madgwick, Harrison and Vaidyanathan<sup>28</sup>, was used to acquire the angular displacement data from the raw data of the IMMU sensors orientation. The Smove® software provided the IMMU sensors orientation data in form of quaternions converted in Euler angles or rotational matrices. We used the Euler sequence ZXY, where “Z” represents the transverse plane, “X” represents the frontal plane and “Y” represents the sagittal plane. Then, the angular variables were obtained by deducting the values of two subsequent sensors: trunk lateral and anterior flexion and extension were obtained from the subtraction of the values of the sensor positioned on the interscapular region by the values obtained from the sensor positioned on the sacrum; hip flexion/extension and adduction/abduction were obtained from the subtraction of the values of the sensor positioned on the sacrum from the values obtained from the sensor positioned on the thigh; knee flexion/extension was obtained from the subtraction of the values of the sensor positioned on the thigh from the sensor on the leg; and ankle dorsiflexion/plantarflexion was obtained from the subtraction of the values of the sensor positioned on the leg from the values of the floor orientation. The angular position values of these variables at maximal reach in each direction of the mSEBT were extracted. The examiner visually determined the moment of maximum reach in each direction of the mSEBT in the angular displacement data based on the 2D video data. The validity and reliability of the IMMU to assess lower limb and trunk angular displacement is currently under test.

To estimate the muscles' isometric torque capacity, the mean force value, in Newtons, was multiplied by the distance, in meters, from the dynamometer



position to the joint axis of each test and then normalized by the athlete body mass (Nm/kg)<sup>27</sup>.

### Statistical analysis

Descriptive statistics were performed for all of the variables. Two multiple linear regressions were performed as follows: one to assess the association of trunk, hip, knee and ankle angular displacement with the performance during the mSEBT and the other to evaluate the association between trunk and hip muscles strength and mSEBT performance. The significance was set at  $\alpha = 0.05$ . SPSS 14.0 software (SPSS Inc., Chicago, IL) was used for all analyses.

## RESULTS

The mean and standard deviation of the normalized reach distances were  $64.39 \pm 5.07$  % in the anterior direction,  $99.01 \pm 6.79$  % in the posteromedial direction,  $97.93 \pm 8.56$  % in the posterolateral direction and  $87.11 \pm 5.40$ % in the composite reach.

Table 2 presents the angular displacement of trunk and dominant lower limb during the mSEBT and table 3 presents the isometric torque of the trunk and hip muscles.

Insert\_Table\_2\_and\_Table\_3\_near\_here

The regression model revealed that hip and knee kinematics predicted anterior reach ( $F = 9.88$ ;  $r = 0.80$ ;  $r^2 = 0.65$ ;  $p < 0.01$ ) and hip and ankle kinematics predicted posterolateral reach ( $F = 8.07$ ;  $r = 0.77$ ;  $r^2 = 0.60$ ;  $p < 0.01$ ). Specifically, lower hip flexion and greater knee flexion were associated with greater anterior reach in the mSEBT. In addition, greater hip flexion, adduction and greater dorsiflexion were associated with greater posterolateral reach. Lower limbs and trunk angular displacement also predicted the reach distance in the posteromedial direction ( $F = 5.39$ ;  $r = 0.70$ ;  $r^2 = 0.50$ ;  $p < 0.01$ ) (Table 4).

Muscle strength predicted posteromedial reach ( $F = 4.09$ ;  $r = 0.61$ ;  $r^2 = 0.37$ ;  $p < 0.01$ ), posterolateral reach ( $F = 4.34$ ;  $r = 0.62$ ;  $r^2 = 0.39$ ;  $p < 0.01$ ) and composite reach ( $F = 4.88$ ;  $r = 0.64$ ;  $r^2 = 0.41$ ;  $p < 0.01$ ). Specifically, strength of the hip extensors was associated with greater posteromedial reach,

posterolateral reach and composite reach. Moreover, muscle strength did not predict anterior reach distance ( $F = 1.32$ ;  $r = 0.40$ ;  $r^2 = 0.16$ ;  $p = 0.27$ ). Tables 4 and 5 present linear regressions results.

Insert\_Table\_4\_and\_Table\_5\_near\_here

## DISCUSSION

This study investigated the relationship between trunk and support limb kinematics and trunk and support hip muscles strength with the performance during the mSEBT. The results demonstrated that lower hip flexion and greater knee flexion of the support limb were associated with greater anterior reach in the mSEBT. In addition, greater hip flexion, adduction and greater ankle dorsiflexion of the support limb were associated with greater posterolateral reach in the mSEBT. Furthermore, hip extensors strength of the support limb was associated with greater posteromedial reach, posterolateral reach and composite reach, which was in accordance with our hypotheses. Finally, trunk and support limb angular displacement did not predict posteromedial reach and trunk and hip muscle strength did not predict anterior reach in the mSEBT.

Lower hip flexion and greater knee flexion of the support limb explained 65% of the anterior reach variance in the mSEBT. The swing limb movement during the performance in the anterior reach displaces the body center of mass anteriorly. Therefore, the athlete may increase knee flexion<sup>28,29</sup> and reduce hip flexion<sup>29</sup> of the support limb to posteriorly displace the body center of mass and consequently maintain balance in single limb support. This may help explain the association of increased knee flexion and reduced hip flexion with the performance in the anterior reach. Moreover, eccentric activity of the large knee and hip muscles play an important role in maintaining stability during single limb activities such as the mSEBT, which also help to explain these findings<sup>1</sup>. In clinical settings, these results suggest that poor performance in the anterior reach requires further evaluation and intervention on factors that may limit knee flexion (e.g. quadriceps weakness<sup>10</sup>) and control of hip flexion (e.g. hip extensors weakness<sup>14</sup>) in closed kinetic chain, which may help to improve the athlete's performance in the mSEBT.

Hip flexion and adduction and ankle dorsiflexion of the support limb explained 60% of the posterolateral reach variance. This reach direction requires movement in the frontal and transverse planes<sup>11</sup>, which may explain the relationship between hip adduction and the athlete's performance. Furthermore, to reach in the posterolateral direction, the swing hip extends, which posteriorly displaces the body center of mass. Therefore, in order to maintain the body center of mass within the base of support, the athlete must flex the hip<sup>30</sup> and dorsiflex the ankle of the support limb. The association between hip flexion and adduction and ankle dorsiflexion and the performance in the posterolateral direction suggest that factors that limit these movements should be further evaluated in athletes demonstrating poor performance in this reach direction. For example, hip extensors weakness and reduced ankle dorsiflexion range of motion may limit hip flexion and ankle dorsiflexion, respectively. In fact, previous studies have demonstrated the relationship between ankle dorsiflexion range of motion<sup>5,11,31,32,33</sup> and hip extensors strength<sup>14</sup> and the performance in the mSBET, which is also in accordance with the association between hip extensors strength and the posterolateral reach distance in the present study.

Hip extensors strength explained 37% of the posteromedial reach, 39% of the posterolateral reach and 41% of the composite reach variance of the mSBET. These results may be explained by the fact that during the posteromedial and posterolateral reach, the trunk and pelvis are anteriorly positioned to the hip joint axis. Therefore, hip extensors are recruited to resist the external hip flexor moment resulting from the force of gravity acting on the trunk and pelvis<sup>17</sup>. These results are in accordance with Hubbard *et al.*<sup>14</sup>, who demonstrated positive moderate correlations between hip extensors strength and the performance of the posteromedial and posterolateral directions of the mSBET.

The trunk movement did not predict the performance in the mSEBT of our athletes sample. Contrary to these results, Kang *et al.*<sup>11</sup> demonstrated that the trunk frontal plane movement predicts the performance of non-athletes in the posterolateral and posteromedial directions. However, they did not find the association between hip adduction and the posterolateral reach distance demonstrated by the present study. Therefore, it is possible that, in the present study, athletes rely more on a hip strategy than on a trunk strategy to perform the mSEBT. Alternatively, the use of an inertial system instead of an optoelectronic

system to capture trunk movement may explain the contradictory findings. More specifically, the central position of the trunk sensor (i.e. interscapular region) in this study might have compromised the tracking of the entire range of trunk movement in the frontal plane.

Most of the results of this study are in accordance with previous studies with non-athletes. For example, Robinson and Gribble<sup>30</sup> found that hip and knee flexion explained 78.1% of the anterior reach and hip flexion explained 88.6% of the posterolateral reach in non-athletes. Kang *et al.*<sup>11</sup> demonstrated that hip flexion is the single best kinematic predictor of the posterolateral reach distance, explaining 71% of the performance in this direction in physically active non-athletes. Regarding hip strength, Wilson *et al.*<sup>34</sup> showed that hip extensors strength of non-athletes was positively correlated with the performance in the Y-Balance Test, which is similar to the mSEBT. Therefore, it is likely that similar strength and movement factors influence athletes and non-athletes performance during the mSEBT. Future studies should investigate if these relationships are influenced by sports modality or level of practice, since we only had non-professional runners.

This study had some limitations. First, we evaluated the trunk and lower limbs kinematics only in the sagittal and frontal planes. Future studies should investigate the transverse plane, as it is likely that rotational movements also contribute to mSEBT performance. Second, maximal isometric muscle strength might not be the best variable to improve understanding about the relationship between trunk and hip muscles' function and performance in this test. Future studies should investigate the relationship between this test performance and different muscle functions, such as concentric and eccentric strength and endurance. Finally, we are still testing the validity and reliability of the instrument used to evaluate joints angular displacement.

## **CONCLUSION**

Lower hip flexion and greater knee flexion were associated with the anterior reach distance, and hip adduction and flexion and ankle dorsiflexion were associated with the posterolateral reach distance of athletes in the mSEBT. In addition, hip extensors strength was associated with the posteromedial and

posterolateral reach distances and with the composite reach of the mSEBT. These results suggest that, in clinical settings, hip strength and movement and knee and ankle movement and the associated factors, such as quadriceps strength and ankle range of motion, should be evaluated in athletes demonstrating poor performance during the mSEBT.

**TABLE 1.** Athletes characteristics\*

<b>Athletes</b>	
Age (years)	41.10 ± 9.96
Weight (Kilograms)	71.24 ± 12.12
Height (meters)	1.72 ± 0.97
Body mass index	23.93 ± 2.42
Time of Training (years)	7.69 ± 7.05
Dosage (Km/week)	43.27 ± 13.20

\*Values are mean ± Standard Deviation

**TABLE 2.** Trunk and support limb hip, knee and ankle angular displacement data during the mSEBT\*

Variable	Anterior Reach	Posteromedial Reach	Posterolateral Reach
Trunk Lateral Flexion	6.91 ± 9.11	11.55 ± 37.70	15.76 ± 37.84
Trunk Anterior Flexion	12.73 ± 9.92	5.51 ± 7.24	7.36 ± 9.68
Hip Abduction†	-11.53 ± 5.57	0.85 ± 10.93	-32.03 ± 14.30
Hip Flexion	20.84 ± 13.86	69.21 ± 18.53	63.24 ± 16.33
Knee Flexion	50.91 ± 14.50	58.41 ± 13.85	50.47 ± 14.14
Ankle Dorsiflexion	30.57 ± 7.92	24.52 ± 6.26	23.76 ± 6.33

\* Values are mean ± Standard Deviation, (°)

† Negative values indicate movement patterns in the opposite direction, in this case, the adduction.

**TABLE 3.** Results of muscle isometric torque\*

<b>Variables</b>	
Trunk Extensors	1.13 ± 0.81
Trunk Lateral Flexors	1.03 ± 0.42
Hip Extensors	1.15 ± 0.44
Hip Abductors	1.77 ± 0.76
Hip Lateral Rotators	0.78 ± 0.32

\*Values are mean ± Standard Deviation, (Nm/Kg)



**TABLE 4.** Linear regression results for joint kinematics predicting performance on the mSEBT

<b>Reach Direction</b>	<b>Predictors</b>	<b>Standardized <math>\beta</math></b>	<b>95%CI</b>	<b>P Value</b>
Anterior	Trunk Lateral Flexion	0.15	-0.03 to 0.20	1.16
	Trunk Flexion/Extension	0.14	-0.22 to 0.07	0.32
	Hip Adduction/Abduction	-0.11	-0.33 to 0.11	0,34
	Hip Flexion/Extension	-0.89	-0.47 to -0.20	0.00*
	Knee Flexion	1.22	0.33 to 0.70	0.00*
	Dorsiflexion	-0.02	-0.26 to 0.21	0.84
Posteromedial	Trunk Lateral Flexion	0.11	-0.02 to 0.07	0.30
	Trunk Flexion/Extension	0.13	-0.14 to 0.15	0.34
	Hip Adduction/Abduction	-0.02	-0.19 to 0.39	0.83
	Hip Flexion/Extension	0.35	-0.01 to 0.34	0.06
	Knee Flexion	0.36	-0.56 to 0.54	0.10
	Dorsiflexion	0.12	-0.31 to 0.66	0.46
Posterolateral	Trunk Lateral Flexion	0.21	-0.01 to 0.10	0.10
	Trunk Flexion/Extension	0.07	-0.22 to -0.06	0.95
	Hip Adduction/Abduction	-0.35	-0.38 to 0.23	0.00*
	Hip Flexion/Extension	0.47	0.06 to 0.57	0.01*
	Knee Flexion	-0.44	0.38 to 0,31	0.85
	Dorsiflexion	0.42	0.15 to 1,31	0.01*

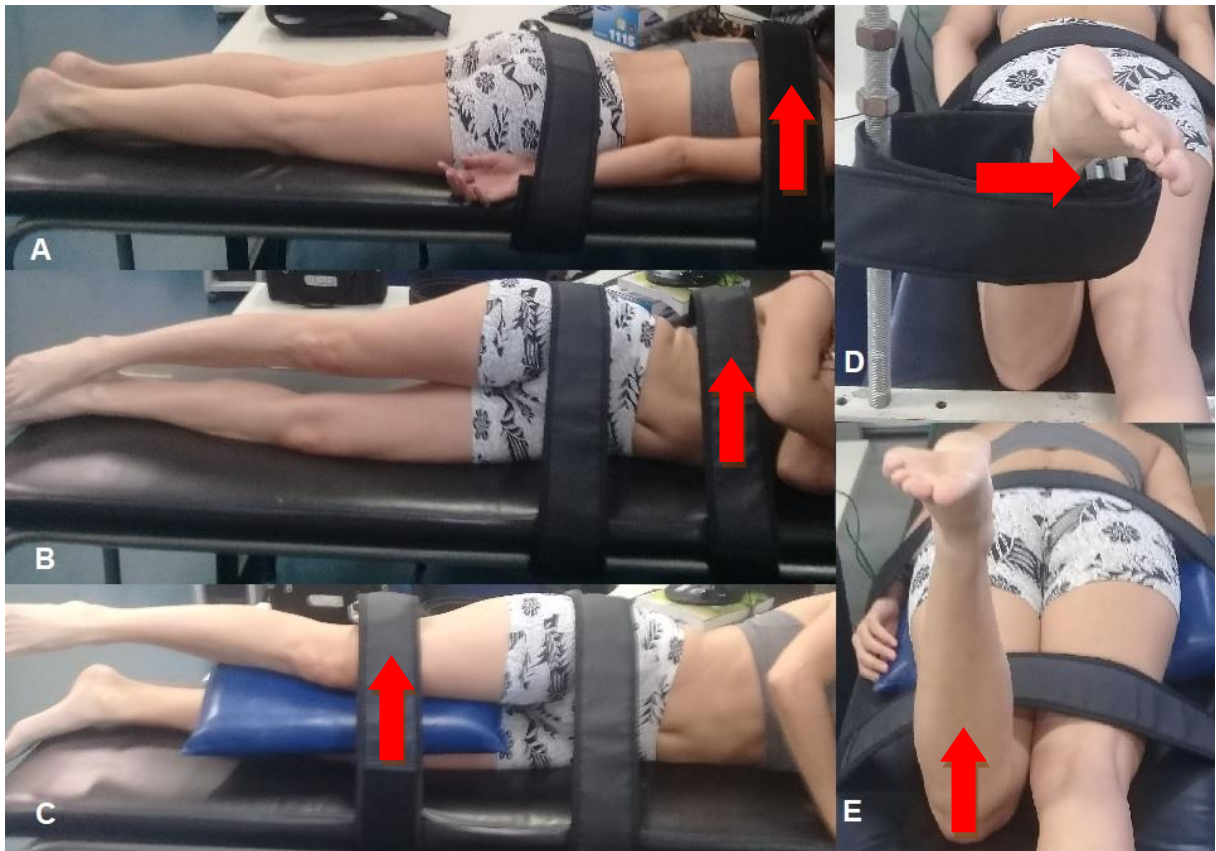
\*p&lt;0.05.

**TABLE 5.** Linear regression results for muscle strength predicting performance on the mSEBT

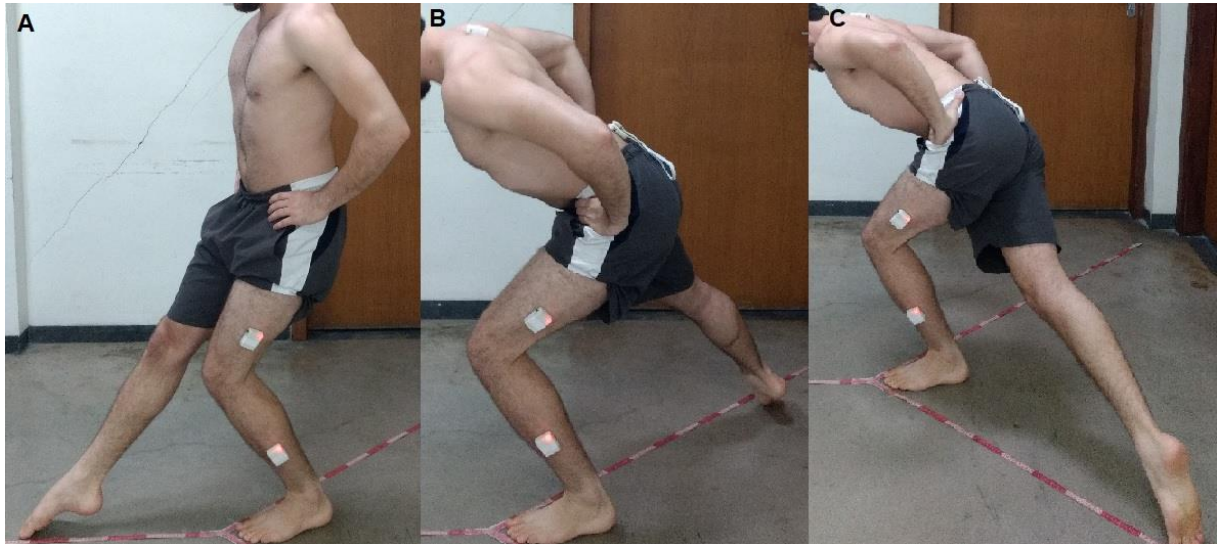
<b>Reach Direction</b>	<b>Predictors</b>	<b>Standardized <math>\beta</math></b>	<b>95%CI</b>	<b>P Value</b>
Anterior	Hip Lateral Rotators	-0.09	-17.52 to 10.52	0.61
	Hip Extensors	0.49	2.42 to 22.64	0.01
	Hip Abductors	-0.16	-8.00 to 3.56	0.44
	Trunk Lateral Flexors	-0.00	-6.21 to 6.00	0.97
	Trunk Extensors	-0.12	-7.23 to 3.89	0.54
Posteromedial	Hip Lateral Rotators	0.31	-0.76 to 31.69	0.06
	Hip Extensors	0.43	3.30 to 26.68	0.01*
	Hip Abductors	0.05	-5.74 to 7.64	0.77
	Trunk Lateral Flexors	0.17	-3.03 to 11.09	0.25
	Trunk Extensors	-0.29	-11.69 to 1.18	0.10
Posterolateral	Hip Lateral Rotators	0.15	-10.97 to 29.48	0.35
	Hip Extensors	0.43	4.26 to 33.41	0.01*
	Hip Abductors	-0.05	-9.56 to 7.11	0.76
	Trunk Lateral Flexors	0.18	-3.46 to 14.15	0.22
	Trunk Extensors	0.13	-4.96 to 11.10	0.44
Composite Reach	Hip Lateral Rotators	0.18	-5.37 to 19.51	0.25
	Hip Extensors	0.56	6.48 to 24.42	0.01*
	Hip Abductors	-0.05	-5.96 to 4.30	0.74
	Trunk Lateral Flexors	0.16	-2.32 to 8.51	0.25
	Trunk Extensors	-0.08	-6.22 to 3.66	0.60

\*p&lt;0.05.

**FIGURE 1.** Assessment of isometric strength of the trunk extensors (A), trunk lateral flexors (B), hip abductors (C), hip lateral rotators (D) and hip extensors (E).



**FIGURE 2.** Performance of the modified Star Excursion Balance Test on the dominant limb as the support limb. For the test each athlete performs maximal reaches with the swing limb in the anterior (A), posteromedial (B) and posterolateral (C) directions.



### 3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O desenvolvimento desse estudo acrescenta informações relevantes ao corpo de conhecimento sobre (1) associação entre a cinemática dos membros inferiores e o desempenho de atletas no *Star Teste Modificado* e (2) associação entre a força dos músculos extensores de quadril e o desempenho dos atletas nesse teste. Especificamente, os movimentos de flexão de quadril e joelho se mostraram preditores do alcance anterior, enquanto os movimentos de flexão e adução do quadril associado à dorsiflexão de tornozelo foram preditores do alcance posterolateral. Além disso, a força dos músculos extensores do quadril foi preditora dos alcances posteromedial, posterolateral e do alcance composto. Esses resultados sugerem que, em ambientes clínicos, se faz necessário avaliações adicionais em atletas que demonstrem pior desempenho na realização do *Star Teste Modificado*. Tais avaliações devem contemplar não somente os parâmetros da movimentação dos membros inferiores e força dos extensores do quadril, mas também a avaliação dos fatores associados que poderiam limitar essa movimentação, tais como força de quadríceps e amplitude de movimento de tornozelo, contemplando assim uma ampla abordagem dos fatores associados ao risco de lesão de atletas. Dessa forma, os resultados desse estudo ampliam o entendimento dos fatores que permeiam as relações entre um teste que avalia a capacidade de predição de lesão dos membros inferiores e funções do corpo, especificamente o deslocamento angular de quadril, joelho e tornozelo, e a capacidade de geração de torque isométrico dos extensores do quadril.

## REFERÊNCIAS

1. GRIBBLE PA, HERTEL J e PLISKY P. Using the Star Excursion Balance Test to Assess Dynamic Postural-Control Deficits and Outcomes in Lower Extremity Injury: A Literature and Systematic Review. **J Athl Train.** v. 47, n. 3, p. 339-357, 2012.
2. GRIBBLE PA *et al.* Interrater reliability of the star excursion balance test. **J Athl Train.** v. 48, p. 621-626, 2013.
3. PLISKY PJ *et al.* The reliability of an instrumented device for measuring components of the star excursion balance test. **N Am J Sports Phys Ther.** v. 4, p. 92-99, 2009.
4. PLISKY P *et al.* Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. **J Orthop Sports Phys Ther.**, v.36, p.911, 2006.
5. HUBBARD TJ *et al.* Contributing factor to chronic ankle instability. **Foot Ankle Int.** v. 28, p. 343-354, 2007.
6. CHIMERA NJ, SMITH CA e WARREN M. Injury history, sex and performance on the functional movement screen and Y Balance Test. **J Athl Train.** v. 50, n. 5, p. 475-485, 2015.
7. BUTLER RJ *et al.* Dynamic balance performance and noncontact lower extremity injury in college football players: an initial study. **Sports Health.** v. 5, n. 5, p. 417/422, 2013.
8. HALE SA, HERTEL J, OLMSTED-KRAMER LC. The effect of a 4-week comprehensive rehabilitation program on postural control and lower extremity function in individuals with chronic ankle instability. **J Orthop Sports Phys Ther.** v. 37, p. 303-311, 2007.
9. OLMSTED L *et al.* Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. **J Athl Train.** v. 37, p. 501-506, 2002.
10. CLAGG S *et al.* Performance on the modified star excursion balance test at the time o return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction. **J Orthop Sports Phys Ther.** v. 45, n. 6, p. 444-452, 2015.
11. KANG *et al.* Relationship between the kinematics of the trunk and lower extremity and performance on the Y-Balance Test. **PM R.** 7 (11),1152-1158, 2015.
12. REEVES NP *et al.* The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. **Exp Brain Res.** v. 174, p. 694-700, 2006.

13. GRÜNEBERG C *et al.* The influence of artificially increased hip and trunk stiffness on balance control in man. **Exp Brain Res.** v. 157, p. 472-485, 2004.
14. HUBBARD TJ *et al.* Correlations among multiple measures of functional and mechanical instability in subjects with chronic ankle instability. **J Athl Train,** v.42, p.361-366, 2007.
15. HUSTON LJ, GREENFIELD ML, WOJTYS EM. Anterior cruciate ligament injuries in the female athlete. Potential risk factor. **Clin Orthop Relat Res.** v. 372, p, 50-63, 2000.
16. ZAZULAK BT, HEWETT TE, REEVES NP. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. **Am J Sports Med.** v. 35, p. 1123-1130, 2007.
17. NEUMANN DA. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. **J Orthop Sports Phys Ther.** v. 40, n. 2, p. 82-94, 2010.
18. PATERNO MV *et al.* Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. **Am J Sports Med.** v. 38, p. 1968-1978, 2010.
19. HEWETT TE, TORG JS, & BODEN BP. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. **Br J Sports Med.** v. 43, p. 417-422, 2009.
20. GRIBBLE PA e HERTEL J. Considerations for Normalizing Measures of the Star Excursion Balance Test. **Meas Phys Educ Exerc Sci.** v. 7, p. 89-100, 2003.
21. VALENTIN G e MARIBO T. Hand-held dynamometry fixated with a tripod is reliable for assessment of back extensor strength in woman with osteoporosis. **Osteopros Int.** v. 25. p. 2143-49, 2014.
22. BITTENCOURT NFN. **Modelo relacional capacidade e demanda: investigando lesões musculares na coxa em atletas jovens de futebol.** 2015. 66f. (Doutorado em Ciências da Reabilitação) - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2015.
23. SILVA RS *et al.* Lower limb strength and flexibility in athletes with and without patellar tendinopathy. **Phys Ther Sport.** v. 20, p. 19-25, 2015.
24. CALLAWAY AJ, COBB JE e JONES I. A comparison of video and accelerometer based approaches applied to performance monitoring in

- swimming. **International Journal of Sports Science & Coaching**. v. 4, p. 139-153, 2009.
25. DAVEY NP, ANDERSON M, JAMES DA. Validation trial of an accelerometer-based sensor platform for swimming. **Sports Tech**. v. 1, p. 202-207, 2008.
26. MADGWICK SOH, HARRISON AJL, VAIDYANATHAN R. **Estimation of IMU and Conference on Rehabilitation Robotics**. IEEE, Zurich, Switzerland, p. 1-7, 2011.
27. BAZZET-JONES *et al.* Normalizing Hip Muscle Strength: Establishing Body-Size-Independent Measurements. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 92, p. 76-82, 2011.
28. SEVERIN AC *et al.* Quantifying kinematic differences between land and water during squats, split squats, and single-leg squats in a healthy population. **PLoS One**. v. 18, n. 8, e0182320. 2017.
29. SCHUTZ P *et al.* Joint angles of the ankle, knee, and hip loading conditions during split squats. **J Appl Biomech**. v. 30, n.3, p. 373-380, 2014.
30. ROBINSON R, GRIBBLE P. Kinematic predictors of performance on the Star Excursion Balance Test. **J Sport Rehabil**. v. 17, p. 347-357, 2008.
31. HOCH MC, STANTON GS, McKEON PO. Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. **J Sci Med Sport**. v. 14, p. 90-92, 2011.
32. TEREDA M *et al.* The influence of ankle dorsiflexion and self-reported patient outcomes on dynamic postural control in participants with chronic ankle instability. **Gait Posture**. v. 40, p. 193-197, 2014.
33. HOCH MC. Dorsiflexion and dynamic postural control deficits are present in those with chronic ankle instability. **J Sci Med Sport**. v. 15, p. 2012.
34. WILSON BR *et al.* The relationship between hip strength and the Y-Balance Test. **J Sport Rehab**. 2017.



## APÊNDICE A

### Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

O(A) Sr.(a) está sendo convidado(a) à participar, como voluntário(a), da pesquisa **ASSOCIAÇÃO ENTRE A CINEMÁTICA E O TORQUE DOS MÚSCULOS DO TRONCO E DO QUADRIL E O DESEMPENHO DE CORREDORES NO STAR TESTE MODIFICADO** sob a responsabilidade do Prof. Dr. Renan Alves Resende do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

#### **OBJETIVO**

O objetivo dessa pesquisa é avaliar a influência da movimentação e da força dos músculos do tronco e do quadril no desempenho durante a realização de um teste realizado para avaliar o controle postural dinâmico, chamado *Star Teste Modificado*.

#### **PROCEDIMENTOS DO ESTUDO**

A avaliação dos movimentos e da força da musculatura do tronco e do quadril será realizada em um único momento no Laboratório de Performance Humana da UFMG com duração média de 1 hora e 30 minutos. Para a avaliação dos movimentos do tronco e do quadril serão utilizados sensores de movimento posicionados na parte posterior das suas costas, na coxa e na perna e duas câmeras de vídeo para filmar enquanto o(a) Sr.(a) realiza o *Star Teste Modificado*. O teste consiste em alcançar, a maior distância possível com o apoio no membro inferior dominante, sobre três fitas métricas: uma na direção anterior, e duas na direção posterior.

Posteriormente, serão realizados testes de força com o uso de um aparelho específico para esta medição, chamado dinamômetro manual. O(A) Sr.(a) será orientado(a) a realizar os testes descritos abaixo:

#### *Teste de força dos músculos do tronco*

- Extensores de tronco: deitado de barriga pra baixo, com os braços ao longo do corpo com as palmas das mãos voltadas para cima, será solicitado(a) a fazer força para trás, estendendo o tronco.
- Flexores laterais de tronco: deitado de lado com os braços cruzados à frente do corpo será solicitado(a) a realizar força para o lado, fazendo a flexão lateral do tronco, bilateralmente.

Rubrica do pesquisador: \_\_\_\_\_

Rubrica do pesquisado: \_\_\_\_\_

### *Teste de força dos músculos do quadril*

- Rotadores Laterais do Quadril: deitado(a) de barriga pra baixo sobre uma maca, com o joelho do membro inferior a ser testado em 90° de flexão, será solicitado(a) a fazer força no sentido do pé pra fora da maca.
- Abdutores de Quadril: deitado(a) de lado, com um travesseiro entre as pernas, será solicitado(a) a realizar força para abrir a perna.
- Extensores de Quadril: deitado(a) de barriga pra baixo com 90° de flexão do joelho do membro inferior a ser testado, podendo segurar na maca com os membros superiores para estabilizar o tronco, será instruído(a) a “empurrar e mover o pé em direção ao teto”.

Por fim, será realizada a medida do comprimento dos seus membros inferiores por meio de fita métrica com o(a) Sr.(a) deitado(a) em uma maca de barriga pra cima.

### **RISCOS E DESCONFORTOS**

O presente estudo apresenta riscos como dor muscular e fadiga, que serão minimizados com um período de descanso entre a realização das medidas. Não serão utilizados materiais perfuro-cortantes, como seringas e agulhas.

### **BENEFÍCIOS**

Os resultados da avaliação poderão ser disponibilizados para você e/ou seu treinador, o que poderá ajudá-lo na prevenção de lesões e/ou melhora do desempenho. Esperamos também que este estudo traga informações importantes sobre a relação entre a movimentação e a força dos músculos do tronco e do quadril no controle postural dinâmico, de forma que se amplie o conhecimento na área de prevenção de lesões esportivas.

### **CUSTO/REEMBOLSO**

Não haverá nenhum gasto pela sua participação nessa pesquisa, bem como, nenhum pagamento. A coleta dos dados será realizada no Laboratório de Performance Humana da UFMG.

### **CONFIDENCIALIDADE DA PESQUISA**

O(A) Sr.(a) será identificado(a) por um número e portanto, os dados serão apenas mencionados por essa numeração. O pesquisador responsável pelo estudo garante total sigilo e privacidade dos dados confidenciais envolvidos na pesquisa.

Rubrica do pesquisador: \_\_\_\_\_

Rubrica do pesquisado: \_\_\_\_\_

### **NATUREZA VOLUNTÁRIA DO ESTUDO/LIBERDADE PARA SE RETIRAR**

A sua participação não é obrigatória e o(a) Sr.(a) poderá desistir a qualquer momento de participar e de retirar o consentimento. A recusa em participar dessa pesquisa não trará nenhum prejuízo na sua relação com o pesquisador ou com a instituição.

### **USO DOS RESULTADOS DA PESQUISA**

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

### **ARMAZENAMENTO DOS RESULTADOS**

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

### **DECLARAÇÃO E ASSINATURA**

Eu, \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ li e entendi toda a informação repassada sobre o estudo, sendo os objetivos e procedimentos satisfatoriamente explicados. Tive tempo suficiente para considerar a informação acima e tive a oportunidade de tirar todas as minhas dúvidas. Estou assinando este termo em duas vias, voluntariamente, sendo uma a mim disponibilizada e tenho direito, de agora ou mais tarde, discutir qualquer dúvida que eu venha a ter com relação à pesquisa com o Prof. Dr. Renan Alves, (0XX31) 3409 7412 email: renan.aresende@gmail.com ou com Larissa Santos Pinto Pinheiro no email: lari\_pinheiro@hotmail.com.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Participante

\_\_\_\_\_  
Data

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Pesquisador Responsável

\_\_\_\_\_  
Data

## TERMO DE AUTORIZAÇÃO DE USO DE IMAGEM

Eu \_\_\_\_\_

depois de conhecer e entender os objetivos, procedimentos, riscos e benefícios da pesquisa, bem como de estar ciente da necessidade do uso de minha imagem, especificado no Termo de Assentimento Livre e Esclarecido (TCLE), AUTORIZO, através do presente termo, os pesquisadores Renan Alves Resende e Larissa Santos Pinto Pinheiro do projeto de pesquisa intitulado “Associação entre a cinemática e o torque dos músculos do tronco e do quadril e o desempenho de corredores no Star Teste Modificado” a realizar os vídeos que se façam necessários sem qualquer despesa financeira. Ao mesmo tempo, libero a utilização destes vídeos para fins científicos e de estudos (livros, artigos, slides e transparências) obedecendo ao que está previsto nas Leis que resguardam os direitos das crianças e adolescentes (Estatuto da Criança e do Adolescente – ECA, Lei N.º 8.069/ 1990), dos idosos (Estatuto do Idoso, Lei N.º 10.741/2003) e das pessoas com deficiência (Decreto Nº 3.298/1999, alterado pelo Decreto Nº 5.296/2004).

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Participante

\_\_\_\_\_  
Data

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Pesquisador Responsável

\_\_\_\_\_  
Data

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

**COEP-UFMG - Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG**

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

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

**APÊNDICE B**  
**Ficha de avaliação**

**Projeto de Pesquisa: ASSOCIAÇÃO ENTRE A CINEMÁTICA E O TORQUE  
DOS MÚSCULOS DO TRONCO E DO QUADRIL E O DESEMPENHO DE  
CORREDORES NO STAR TESTE MODIFICADO**

Pesquisadora Responsável: Larissa Santos Pinto Pinheiro  
Prof. Dr. Renan Alves Resende

Participante #.: \_\_\_\_ Data coleta: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Hora: \_\_\_\_:\_\_\_\_  
Responsável pela coleta: \_\_\_\_\_

**1- Dados Pessoais:**

Nome: \_\_\_\_\_  
Data Nascimento: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_ Sexo: ( )F ( )M  
Responsável: \_\_\_\_\_ Parentesco: \_\_\_\_\_  
Telefone: (\_\_\_\_) \_\_\_\_\_  
Endereço: \_\_\_\_\_ Bairro: \_\_\_\_\_  
Tempo de prática da corrida: \_\_\_\_\_ Km/semana: \_\_\_\_\_  
Membro dominante ( ) Direito ( ) Esquerdo  
Histórico de dor/lesão em tronco ou nos MMII há mais de 6 meses?

Peso: \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_\_ IMC: \_\_\_\_\_  
Comprimento do membro inferior D: \_\_\_\_\_ E: \_\_\_\_\_

*Star Teste Modificado*

	1ª Tentativa		2ª Tentativa		3ª Tentativa	
	D	E	D	E	D	E
<b>Alcance Anterior</b>						
<b>Alcance Posteromedial</b>						
<b>Alcance Posterolateral</b>						

*Capacidade de Geração de Torque*

Músculos	Comprimento de ação do segmento	1ª Tentativa		2ª Tentativa		3ª Tentativa	
		D	E	D	E	D	E
<b>Extensores de Tronco</b>							
<b>Flexores Laterais de Tronco</b>							
<b>Rotadores Laterais de Quadril</b>							
<b>Abdutores de Quadril</b>							
<b>Extensores de Quadril</b>							