



CENTRO UNIVERSITÁRIO AUGUSTO MOTTA

Pró-Reitoria de Pós-Graduação

Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

Mestrado Acadêmico em Ciências da Reabilitação

PEDRO EMERSON DA CRUZ SALDANHA

DISSERTAÇÃO

**CONTROLE POSTURAL E ATIVIDADE NEUROMUSCULAR DURANTE A
REALIZAÇÃO DE TESTES DE ESTABILIDADE FUNCIONAL EM
INDIVÍDUOS COM E SEM RISCO DE LESÃO DE MEMBRO INFERIOR**

RIO DE JANEIRO

2019

PEDRO EMERSON DA CRUZ SALDANHA

CONTROLE POSTURAL E ATIVIDADE NEUROMUSCULAR DURANTE A
REALIZAÇÃO DE TESTES DE ESTABILIDADE FUNCIONAL EM INDIVÍDUOS
COM E SEM RISCO DE LESÃO DE MEMBRO INFERIOR

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação
em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário
Augusto Motta visando a obtenção do grau de Mestre em
Ciências da Reabilitação

Linha de pesquisa: Avaliação Funcional em Reabilitação

Orientador: Prof. Dr. Thiago Lemos de Carvalho

Rio de Janeiro

2019

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pelo Sistema de bibliotecas e
Informação – SBI – UNISUAM

613.78 Saldanha, Pedro Emerson da Cruz.

S162c Controle postural e atividade neuromuscular durante a realização de testes de estabilidade funcional em indivíduos com e sem risco de lesão de membro inferior / Pedro Emerson da Cruz Saldanha. – Rio de Janeiro, 2019.
75 p.

Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação). Centro
Universitário Augusto Motta, 2019.

1. Controle postural. 2. Teste de estabilidade Y. 3. Lesão musculoesquelética. 4. Reabilitação. I. Título.

CDD 22.ed.

PEDRO EMERSON DA CRUZ SALDANHA

CONTROLE POSTURAL E ATIVIDADE NEUROMUSCULAR DURANTE A
REALIZAÇÃO DE TESTES DE ESTABILIDADE FUNCIONAL EM INDIVÍDUOS
COM E SEM RISCO DE LESÃO DE MEMBRO INFERIOR

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação
em Ciências da Reabilitação do Centro Universitário
Augusto Motta visando a obtenção do grau de Mestre em
Ciências da Reabilitação

Aprovado em ____ / ____ / ____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. THIAGO LEMOS DECARVALHO – ORIENTADOR
UNISUAM

Prof. Dr. ARTHUR DE SÁ FERREIRA
UNISUAM

Prof. Dr. LEANDRO CALAZANS NOGUEIRA
UNISUAM

Profa. Dra. MÍRIAM RAQUEL MEIRA MAINENTI
Escola de Educação Física do Exército

Rio de Janeiro
2019

RESUMO

Introdução: Testes de estabilidade postural dinâmica são frequentemente utilizados em períodos de pré-temporada de eventos esportivos para identificar indivíduos em risco de lesão musculoesquelética. Contudo, ainda há pouca informação a respeito das possíveis alterações neuromusculares relacionadas com o baixo desempenho em tais testes.

Objetivo: Investigar o deslocamento postural e a atividade neuromuscular durante a realização de testes de estabilidade dinâmica. **Métodos:** Um total de 26 indivíduos (15

homens) saudáveis e fisicamente ativos realizaram o *Star Excursion Balance Test* (SEBT) sobre uma plataforma de força, enquanto a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM) eram adquiridos. Os dados da tarefa de alcance anterior foram considerados para classificação dos indivíduos (“alto risco”, $N=8$; “baixo risco”, $N=18$), para classificação do membro inferior em baixo ou alto desempenho (cada indivíduo teve seus membros inferiores classificados de acordo com a diferença do desempenho de alcance), e para análise dos sinais. Medidas descritivas do deslocamento postural, obtido pelas coordenadas do centro de pressão (CP), do EMG e da relação temporal entre ambos os sinais foram calculados. Uma ANOVA de dois fatores (grupo versus desempenho de membro inferior) de modelo misto foi utilizada para análise estatística, considerando um limiar estatístico de 5%. **Resultados:** Houve uma diferença significativa entre grupos para o membro inferior de baixo desempenho (63 ± 3 vs. $67 \pm 5\%$, alto-risco vs. baixo-risco, respectivamente; $t=-2,162$, $P=0,044$, $d=0,860$), mas não para o membro inferior de alto desempenho (68 ± 4 vs. $68 \pm 5\%$; $t=0,009$, $P=0,993$, $d=0,004$). O membro de baixo desempenho do grupo de alto-risco exibiu uma menor associação entre o EMG do TA e o CP anterior ($F=4,421$; $P=0,046$; $\eta^2=0,156$), maior atraso temporal entre o EMG do GM e o CP lateral ($F=7,528$; $P=0,011$; $\eta^2=0,239$) e maior associação anti-fase entre o EMG do TA e o CP lateral ($F=7,267$; $P=0,013$; $\eta^2=0,232$).

Conclusão: Mais do que o perfil de deslocamento postural, o padrão de atividade neuromuscular do membro inferior de menor desempenho, e do grupo classificado como “alto risco” se mostra alterado, indicando um possível comprometimento na função de estabilização da articulação do tornozelo, principalmente no eixo lateral, o que pode ser um dos fatores desencadeadores de lesões no membro inferior.

Palavras-chave: controle postural, teste de estabilidade Y; lesão musculoesquelética; reabilitação.

ABSTRACT

Introduction: Dynamic postural stability tests were frequently used in pre-session period to assess musculoskeletal injury risks in physically active and athletes persons. However, there are little information about the specifics of neuromuscular activation pattern related to lower performance in such tests. **Objective:** The aim of the study is to investigate the postural sway profile and the neuromuscular activation pattern during dynamic stability tests. **Methods:** Twenty-six (15 males) healthy and physically active individuals perform the Y Balance Test (YBT) under a force platform, while EMG activity from tibialis anterior (TA) and gastrocnemius medialis (GM) muscle were acquired. Data from the anterior direction reach task were used to classify the individuals (high risk, $N=8$; low risk, $N=18$), for determine the lower limb with high- and low-performance in YBT, and for signal analysis. Descriptive measures of postural sway, in terms of center of pressure (COP) coordinates, EMG fluctuations and EMG-COP temporal association were calculated. Two-way mixed model ANOVA (group versus lower limb) were used for statistical analysis, assuming a threshold of 5%. **Results:** There was a significant between-group difference for the LPL (63 ± 3 vs. $67\pm5\%$, high-risk vs. low-risk, respectively; $t=-2.162$, $P=0.044$, $d=0.860$) but not for HPL (68 ± 4 vs. $68\pm5\%$; $t=0.009$, $P=0.993$, $d=0.004$). Overall, the LPL of the high-risk group exhibited lower TA-anterior COP association ($F=4.421$; $P=0.046$; $\eta^2=0.156$), larger GM-lateral COP temporal delay ($F=7.528$; $P=0.011$; $\eta^2=0.239$) and a strong TA-lateral COP anti-phase association ($F=7.267$; $P=0.013$; $\eta^2=0.232$). **Conclusion:** More than postural sway profile, the neuromuscular activity pattern from the low-performance limb and the high risk group showed remarkable changes, indication a potential disruption in the stabilization function of ankle joint, mainly in the lateral axis, which could be one of the factor related to lower limb injuries.

Keywords: postural control; Y Balance Test; musculoskeletal injury; rehabilitation

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Avaliação do risco de lesão musculoesquelética	1
1.2. O Star Excursion Balance Test	3
1.4. Equilíbrio dinâmico e controle postural	9
1.5. Medidas de avaliação do equilíbrio dinâmico.....	12
1.6. Medidas de avaliação da atividade muscular	18
1.7. Análise do coeficiente de correlação cruzada EMG – CP	22
2. JUSTIFICATIVA.....	26
3. OBJETIVOS	27
3.1. Objetivo geral	27
3.2. Objetivo (s) específico (s)	27
4. MÉTODOS.....	27
4.1. Participantes	27
4.2. Star Excursion Balance Test	28
4.3. Aquisição e análise de sinais.....	30
4.4. Análise estatística.....	32
5. RESULTADOS	33
7. CONCLUSÃO	60
8. REFERÊNCIAS.....	61
ANEXO 1 - QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA –	
VERSÃO CURTA IPAQ	70
APÊNDICE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO ..	73

1. INTRODUÇÃO

1.1. Avaliação do risco de lesão musculoesquelética

O controle, a redução e a prevenção de lesões são metas importantes para clínicos, pesquisadores, atletas e para a população ativa de modo geral (MEEUWISSE et al., 2007). Lesões ocorrem quando a energia é transferida para o corpo em quantidades ou em taxas que excedem o limiar de dano ao tecido humano e, devido à natureza do contexto esportivo, atletas estariam mais expostos ao risco de lesões do que indivíduos não-atletas (MEEUWISSE et al., 2007). Por exemplo, uma lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) do joelho é uma lesão comum no futebol. Em jogadores de futebol feminino e masculino, a taxa de lesão do LCA por 1000 horas de exposição é de 0,28 e 0,09, respectivamente (HOOTMAN et al., 2007). Lesões de menisco isoladas são relativamente comuns em atletas de rúgbi e luta livre, ambos com taxas de lesão de 0,15, e causam perda significativa de tempo de atividades atléticas (MASINI et al., 2015). No basquetebol, no futebol e no voleibol, uma grande quantidade de lesões envolve entorse do tornozelo (FONG et al., 2007). Enquanto o desenvolvimento de artrose do joelho é uma consequência de longo prazo de uma lesão do LCA, a entorse de tornozelo, por outro lado, pode resultar em diminuição da amplitude de movimento (ADM) da articulação, dor persistente, inchaço e instabilidade crônica do tornozelo (ØIESTAD et al., 2009; MATTACOLA & DWYER, 2002). Apesar de diversos esforços serem feitos ao longo dos anos para minimizar o risco de lesão por contato entre atletas, tais como investimento em equipamentos de segurança e alterações de regras, existe uma grande preocupação com o controle das variáveis envolvidas nas lesões que ocorrem sem contato direto (EMERY et al., 2003). Cerca de 70% das lesões do LCA que ocorrem na prática esportiva, por exemplo, não são resultado do contato direto, e o mecanismo para esses tipos de lesão ainda são discutidos (GRIFFIN et al., 2000).

A interação de múltiplos fatores de risco, tanto intrínsecos (como idade e força) como extrínsecos (como as regras da modalidade esportiva) é considerada importante para examinar as variáveis que podem tornar um atleta suscetível a lesão sem contato (MEEUWISSE et al., 2007). No contexto esportivo, a avaliação do risco de lesão musculoesquelética no período pré-temporada é uma prática comum, e tem como objetivo identificar e classificar atletas em subgrupos de risco (COOK et al., 2006). Dentre as ferramentas utilizadas para esse fim se destacam os testes de estabilidade postural dinâmica, que fornecem informações quantitativas básicas tanto para planejar programas de redução da ocorrência de lesões quanto para estabelecer metas ao longo da temporada (McCUNN et al., 2015). Normalmente, essas ferramentas de rastreamento são simples e de baixo custo, o que permite serem usadas em grande escala na clínica ou em centros de treinamento (DALLINGA et al., 2012).

É sugerido por BAHR (2016) que esses protocolos de avaliação sejam frequentemente descritos usando as mesmas propriedades de testes diagnósticos, isto é, descrevendo a sensibilidade (quantos indivíduos com lesão possuem teste positivo), a especificidade (quantos indivíduos sem lesão possuem teste negativo), o valor preditivo (quantos indivíduos com teste positivo estão lesionados) e o valor preditivo negativo (quantos indivíduos com teste negativo não estão lesionados). Outro parâmetro necessário para validar uma ferramenta de avaliação de risco de lesão é que existam critérios de corte pré-determinados para separar atletas em risco do resto da equipe, e que esses critérios também confirmem uma associação entre fator de risco e o risco de lesão em uma nova população de atletas (BAHR, 2016). Vários testes clínicos de triagem de movimento têm sido propostos para analisar diferentes mecanismos de predição de lesão, e diversos estudos prospectivos já revelaram importantes indicadores preditores por meio de análises estatísticas como, por exemplo, a regressão logística (BITTENCOURT et al., 2016).

Dentre esses testes, o *Star Excursion Balance Test* (SEBT) já foi amplamente investigado e validado para diversas populações, sendo considerado padrão ouro na triagem de risco de lesões sem contato de membros inferiores (DALLINGA et al., 2012). Uma revisão da literatura em relação à capacidade do SEBT em identificar indivíduos em risco de lesão de membro inferior será descrita a seguir.

1.2. O *Star Excursion Balance Test*

A versão original do teste exige que o indivíduo avaliado se posicione no centro de um grande “asterisco” ou “estrela”, desenhado com tiras de fitas adesivas no chão, todas passando por um mesmo ponto, mantendo uma distância angular de 45° entre si (EARL & HERTEL, 2001; FIGURA 1). O protocolo requer que o avaliado mantenha um membro inferior em contato com o solo enquanto, com o membro contralateral suspenso, busca atingir a maior distância possível em uma das oito direções pré-definidas, sem comprometer a estabilidade postural. As direções de deslocamento (FIGURA 1) são determinadas em relação ao membro inferior de apoio, sendo definidas como: anterior (ANT), antero-lateral (AL), lateral (LAT), pósterio-lateral (PL), posterior (POS), pósterio-medial (PM), medial (MED) e antero-medial (AM). Quanto maior a distância alcançada pelo membro inferior suspenso, sem perda da estabilidade postural, melhor é considerado o desempenho funcional do indivíduo avaliado, pois o teste requer uma combinação de estabilidade, força e mobilidade sobre o membro inferior de apoio (GRIBBLE & HERTEL, 2009).

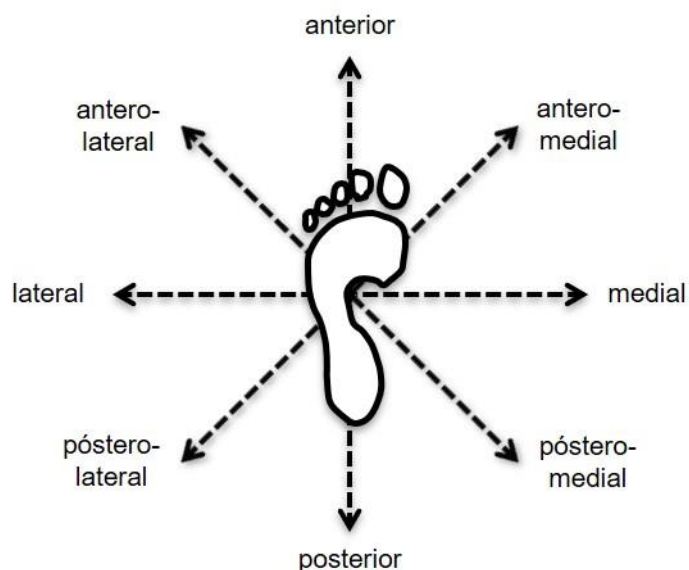


FIGURA 1. Direções do alcance do SEBT. Esquema ilustra o teste sendo realizado com o membro inferior esquerdo como membro de apoio. Nesse caso, o membro inferior direito ficará suspenso e deverá realizar o movimento de alcance nas direções pré-estabelecidas. Adaptado de GRIBBLE & HERTEL (2009).

O protocolo original consiste em três repetições para cada uma das oito direções. Entretanto, foi identificada uma considerável redundância no desempenho entre as direções do teste, e somente as direções ANT, PL e PM foram identificadas como as mais representativas para detecção de diferenças funcionais entre os membros inferiores em uma população com instabilidade crônica do tornozelo (HERTEL et al., 2006). Com base nesses dados, foi desenvolvida uma versão simplificada do SEBT, através de um equipamento feito de tubo PVC para fins comerciais: o *Y Balance Test* (YBT; PLINSKY et al., 2009). O objetivo da criação desse equipamento foi aumentar a capacidade de reprodução do teste, pois essa variação do protocolo original consiste somente da avaliação das direções ANT, PL e PM e, devido ao seu baixo custo de investimento e

menor tempo de execução, tem sido bastante utilizado na prática clínica, esportiva e de pesquisa (PLINSKY et al., 2009).

É sugerido que, ao usar o SEBT para avaliação do equilíbrio, os valores das distâncias de alcance dos participantes sejam normalizados pelo comprimento do membro inferior (CMI; distância entre a espinha ilíaca antero-superior e o maléolo medial) para evitar que diferenças antropométricas interfiram na comparação entre indivíduos (GRIBBLE, 2003). Além disso, é recomendado obter também os valores da distância de alcance composta (COMP), dada pela equação $COMP = [(ANT + PL + PM) / 3 * CMI] * 100$, sendo as medidas ANT, P, PM e CMI apresentadas em centímetros (PLINSKY et al., 2006). O protocolo original do SEBT possui uma confiabilidade intrapessoal relatada como moderada a boa (0,67–0,97; KINZEY & ARMSTRONG, 1998; HERTEL et al., 2000) e interpessoal relatada como ruim a boa (0,35–0,93; HERTEL et al., 2000). O equipamento de avaliação desenvolvido para o YBT relatou ótimos valores de confiabilidade intrapessoal (0,85–0,91) e interpessoal (0,99–1,00; PLINSKY et al., 2009). A utilização do YBT sem o uso do equipamento, sendo este substituído por fitas adesivas no chão, também relatou ótimos valores de confiabilidade intrapessoal (0,86–0,92) e interpessoal (0,89–0,94; GRIBBLE et al., 2013).

Apesar de uma busca no PubMed pelo termo “*Star Excursion Balance Test*” revelar uma lista com 314 publicações utilizando essa ferramenta entre o período de 2004 e 2019, apenas 5 desses estudos investigaram o uso dessa ferramenta para identificar o risco de lesão sem contato de extremidade inferior no âmbito esportivo. PLINSKY et al. (2006) avaliaram o CMI e as distancias ANT, PL e PM bilateral de atletas de basquete do ensino fundamental antes de uma temporada regular ($N=235$; 130 do sexo masculino e 105 do feminino). Foi encontrado que, para o alcance na distância ANT, os atletas que apresentaram uma diferença maior que 4 cm entre os membros inferiores foram 2,5 vezes

mais propensos a sofrer uma lesão ao longo da temporada. Além disso, as atletas que apresentaram um COMP menor que 94% foram 6,5 vezes mais propensas a sofrer uma lesão durante o mesmo período. BUTLER *et al.* (2013) encontraram que atletas de futebol americano do sexo masculino ($N=59$), que tiveram um valor de COMP inferior a 89,6%, foram 3,5 mais propensos a desenvolverem uma lesão sem contato ao longo da temporada. Neste estudo, a análise da curva ROC (*Receiver Operating Characteristic*) revelou que um COMP de 89,6% maximizou a sensibilidade (100%) e a especificidade (71,7%) do teste. No entanto, a análise da curva ROC para a assimetria de alcance ANT não encontrou um ponto de corte ideal para identificar o risco de lesão. SMITH *et al.* (2015) avaliaram atletas de diferentes esportes ($N=184$) durante uma pré-temporada esportiva. Os resultados revelaram que somente a assimetria da distância ANT maior que 4 cm foi significativamente associada com lesões ao longo da temporada (sensibilidade de 59%; especificidade de 72%), enquanto os valores de COMP não foram associados a um aumento do risco de lesão. STIFFLER *et al.* (2017) também encontraram apenas a associação entre a assimetria >4 cm da distância ANT do desempenho do SEBT na pré-temporada e a ocorrência de lesões sem contato no joelho ou tornozelo em atletas colegiais ($N=147$), independente do esporte, sexo e exposição atlética. As curvas ROC calculadas a partir dos modelos multivariáveis para assimetria da ANT apresentou uma acurácia de 82% para classificar os atletas que estão “em risco” de lesão, com sensibilidade ótima de 89,7% e especificidade de 66,9%. Finalmente, HARTLEY *et al.* (2018) acompanharam atletas universitários de ambos os sexos ($N=551$) em 8 diferentes esportes ao longo de uma temporada para monitorar a ocorrência de lesões no tornozelo. Foi encontrado que atletas do sexo masculino, com um índice de massa corporal (IMC) $\geq 30,2$ kg/m² e alcance ANT $\leq 54,4\%$ tiveram um risco de lesão 3,85 vezes e 3,64 vezes maior do que outros atletas, respectivamente. Nesse estudo, as assimetrias obtidas em

todas as direções de alcance do teste não foram significativamente associadas à lesão por entorse de tornozelo.

O desempenho no SEBT pode ser influenciado pelo nível de condicionamento físico, treinamento, nível de competição e sexo do indivíduo. Atletas praticantes de futebol demonstraram valores de alcance significativamente maiores nas distâncias ANT e POS do que indivíduos fisicamente ativos, mas não-atletas (THORPE & EBERSOLE, 2008). Uma rotina de treinamento neuromuscular durante 8 semanas, com exercícios que tinham como objetivo melhorar a capacidade do atleta de controlar o centro de massa durante atividades dinâmicas foi suficiente para aumentar a média do valor do COMP do membro inferior direito de (média $\pm$ DP) $96,4 \pm 11,7\%$ para $104,6 \pm 6,1\%$, e do membro inferior esquerdo de $96,9 \pm 10,1\%$ para $103,4 \pm 8,0\%$, em relação ao grupo controle que não recebeu treinamento (FILIPA et al., 2010). É sugerido que o desempenho do SEBT varia de acordo com o contexto do esporte. A distância média de alcance normalizada em equipes de diferentes esportes é de aproximadamente 62% a 70% na direção da ANT, 84% a 97% na direção da PL e de 99% a 113% na direção da PM. Além disso, os valores do COMP tiveram uma média de 82% a 92% em todas as equipes (STIFFLER et al., 2015). Homens demonstram uma assimetria significativamente maior do alcance ANT ($4,4 \pm 6,7\text{cm}$) em relação às mulheres ($2,7 \pm 2,3\text{cm}$) sem, contudo, apresentarem diferenças significativas no valor de COMP (CHIMERA et al., 2015).

A distância de alcance normalizada, o valor de COMP e a assimetria da distância de alcance ANT parecem ser referências razoáveis para identificar diferenças de estabilidade postural entre indivíduos patológicos e saudáveis. Pacientes com lesão no ligamento cruzado anterior (LCA) apresentaram diferenças significativas entre o membro inferior lesionado e o grupo controle assintomático para as direções ANT e PM. Não há diferenças significativas entre o membro inferior com lesão de LCA e o membro inferior

não-lesionado dos pacientes para todas as direções (HERRINGTON et al., 2009). Diferenças significativas também foram encontradas entre indivíduos atletas com histórico de lesão de LCA e atletas saudáveis para as direções PM e PL, mas não na distância ANT (DELAHUNT et al., 2013). Indivíduos com amplitude limitada em dorsiflexão apresentaram correlações positivas baixas, mas significativas, para os valores de COMP, ANT e PL (BASNETT et al., 2013). De acordo com HOCH *et al.* (2011), restrições da amplitude de movimento (ADM) de tornozelo podem explicar 28% da variância no alcance ANT normalizado do SEBT, sendo sugerido que essa distância possa ser um bom teste clínico para avaliar os efeitos das restrições de dorsiflexão no equilíbrio dinâmico. Outros fatores como déficit de força de músculos do quadril (GORDON et al., 2013) e dor lombar crônica (TSIKGANOS et al., 2016) também já demonstraram influenciar negativamente os resultados do teste.

Até o presente momento, apenas 1 estudo teve como objetivo identificar uma relação entre a qualidade do movimento e os resultados do SEBT. NESS *et al.* (2015) utilizou os valores do COMP (94% para mulheres e 89,6% para homens) e a assimetria >4cm da distância de alcance ANT para classificar indivíduos ($N=107$) como “em risco” ou “sem risco” de lesão de membro inferior. Os avaliadores, “cegos” para os valores quantitativos e a determinação do status de risco do SEBT, foram instruídos a identificar padrões aberrantes de movimento, através da análise cinemática de movimentos do tronco, pelve e joelho. As observações do movimento do joelho demonstraram uma especificidade moderada a forte (0,59–0,82) e baixa sensibilidade (0,14–0,39) para detectar um desfecho “em risco” durante o desempenho do alcance ANT do SEBT. Movimentos do tronco e da pelve demonstraram baixa a moderada (0,18–0,43) confiabilidade interpessoal. A pontuação para os valores do COMP demonstrou concordância intrapessoal fraca a moderada (0,64–0,73) e, curiosamente, os indivíduos

que estavam “em risco” tendiam a ter menos falhas de movimento. Ao contrário das expectativas iniciais dos autores, a descoberta de padrões de movimentos aberrantes não foi preditiva de um desempenho em risco no SEBT.

Apesar das informações obtidas através do SEBT serem divergentes na literatura para determinadas populações, parece existir um consenso sobre a importância da observação do desempenho nesses testes em termos de distância normalizada da direção ANT para demonstrar diferenças entre grupos. De fato, a assimetria de alcance ANT de 4cm ou mais parece consistente para identificar o risco de lesão sem contato em diferentes esportes, sexos e exposição atlética (PLINSKY et al., 2006; SMITH et al., 2015; CHIMERA et al., 2015; STIFFLER et al., 2017), além de ser afetada por diferenças na ADM do tornozelo (HOCH et al., 2011; BASNETT et al., 2013) e possivelmente por lesão de LCA (HERRINGTON et al., 2008). Conforme sugerido por CHIMERA & WARREN (2016), essas diferenças entre grupos e estudos podem sugerir que as comparações analíticas que atualmente são realizadas para determinar as diferenças entre grupos através do SEBT podem não capturar completamente o risco de lesão atribuível ao desempenho do controle da estabilidade dinâmica. Pode ser importante considerar que há vários outros fatores que contribuem para o controle da estabilidade dinâmica e que, portanto, precisam ser levados em consideração ao avaliar o risco de lesão dos membros inferiores.

1.4. Estabilidade dinâmica e controle postural

A estabilidade de um corpo é um conceito derivado da mecânica newtoniana, referindo-se às condições nas quais um objeto está em repouso (estado estático) ou em movimento constante (estado dinâmico; WARNICA et al., 2014). O SEBT é um teste capaz de avaliar a estabilidade dinâmica, uma vez que o indivíduo tem que manter a

posição ortostática unipodal, caracterizada pela acentuada redução da base de suporte, alcançar a distância máxima possível de deslocamento do membro inferior suspenso, evitando quedas ou mudanças na base de suporte, e então retornar à posição inicial (KINZEY & ARMSTRONG, 1998). A eficiência do SEBT em identificar o risco de lesões se apoia no fato de que este é um teste que desafia significativamente o sistema de controle postural do avaliado durante uma condição dinâmica (GRIBBLE, 2003).

O controle postural tem como seus dois principais objetivos a organização e manutenção da orientação e a estabilidade postural, envolvendo para isso uma complexa interação dos sistemas somatossensorial, vestibular e visual, que fornecem informações sobre a posição e velocidade do corpo no espaço, e o sistema motor ou neuromuscular (HORAK, 2006). A orientação postural envolve o controle ativo do alinhamento dos segmentos corporais em respeito às forças da gravidade, à superfície de suporte e às referências internas. A estabilidade postural, por sua vez, envolve a coordenação de estratégias sensório-motoras para controlar a posição do centro de massa (CM) com relação à base de suporte do indivíduo, frente a perturbações auto-iniciadas ou desencadeadas externamente (HORAK, 2006). O CM pode ser definido como um ponto equivalente à massa corporal total, sendo determinado pela média ponderada do centro de massa de cada segmento do corpo, e sua projeção vertical denomina-se centro de gravidade (CG; HORAK, 2006). A estabilidade de um objeto em relação às forças da gravidade requer que a projeção do centro de massa seja mantida dentro da base de suporte, definida como a área do corpo que está em contato com a superfície de suporte (HORAK, 2006).

Durante a execução do SEBT, o controle postural do avaliado pode ser considerado inerentemente instável devido à localização relativamente alta do CM em relação à área de apoio relativamente pequena e à necessidade de coordenação das articulações do

quadril, joelho e tornozelo em condições dinâmicas. Nesse tipo de tarefa, a estabilidade articular é mantida por uma integração complexa de elementos passivos (cápsula articular e ligamentos articulares) e ativos (sistema neuromuscular; WARNICA et al., 2014). Considerando o corpo humano um sistema de pêndulo invertido multissegmentado, para a manutenção da postura ortostática quieta, dois padrões de coordenação entre os segmentos do tronco e dos membros inferiores são comumente observados: em frequências de deslocamento corporal abaixo de aproximadamente 1Hz, o deslocamento angular do tronco em torno da articulação do quadril e dos membros inferiores em torno da articulação do tornozelo está alinhado em fase (mesma direção e sentido), sendo essa denominada estratégia do tornozelo; acima de 1Hz é observada uma mudança para um padrão tronco/membro inferior em anti-fase (mesma direção, sentidos opostos), denominada estratégia do quadril (CREATH et al., 2005; ZHANG et al., 2007). Dessa forma, durante a postura ortostática quieta, o deslocamento de todo o corpo é altamente correlacionado com a rotação da articulação do tornozelo, e músculos e estruturas passivas que cruzam essa articulação são capazes de fornecer informações sensoriais necessárias para manter essa posição (GATEV et al., 1999). A estabilidade estática e dinâmica tem sido pesquisada ao longo dos anos em diferentes populações e patologias, através de instrumentos como plataformas de força e eletromiografia, entre outros. Podemos supor que alguns dos parâmetros obtidos a partir do deslocamento do CM e da atividade muscular dos músculos que agem no tornozelo e quadril podem fornecer informações importantes para a avaliação do controle da estabilidade dinâmico do indivíduo durante o SEBT.

1.5. Medidas de avaliação do equilíbrio dinâmico

Estudos que investigam o controle postural consideram tipicamente um conjunto de variáveis mecânicas que podem ser medidas usando uma plataforma de força, uma ferramenta que permite a medição das forças e momentos de força que atuam no corpo (DUARTE e FREITAS, 2010). Uma plataforma de força consiste em uma placa rígida posicionada sobre células de carga, dispostas de uma maneira que possibilite medir os três componentes de força de reação do solo, F_x , F_y e F_z , sendo x , y e z as direções ortogonais do sistema de coordenadas (usualmente médio-lateral, anteroposterior e vertical, respectivamente), e os três momentos de força, M_x , M_y e M_z (FIGURA 2A; DUARTE e FREITAS, 2010; PAILLARD e NOÉ, 2015). Um dos parâmetros mais estudados na avaliação do controle postural em uma plataforma de força é o centro de pressão (CP; DUARTE e FREITAS, 2010). O CP é o resultado da ação da gravidade somada às mudanças na distribuição de carga entre os membros inferiores, e se move continuamente ao redor do CM nas direções anteroposterior (AP) e médio-lateral (ML; WINTER et al, 1996). Pode ser compreendido também como a força de reação do solo que se opõe à força da gravidade, gerando um vetor de reação em cada pé e refletindo a reação neuromuscular para manter o CG dentro da base de suporte (WINTER et al, 1996).

O sinal do CP é, em última análise, uma representação dos movimentos posturais corretivos gerados sobre os graus de liberdade do corpo – tornozelo, quadril, joelho e, em alguns casos, parte superior do corpo (NEWELL et al., 1997). O deslocamento postural é comumente interpretado como variações na posição do CP, observadas através de representações gráficas do sinal bruto fornecido pela plataforma de força. Dentre essas representações, o establograma é uma série temporal da posição do CP nas direções AP e ML (FIGURA 2B), enquanto o estatocinesiograma é a representação gráfica do comportamento do CP no plano da plataforma de força (FIGURA 2C; DUARTE e

FREITAS, 2010). Uma vez que o CP é um sinal resultante das ações musculares de todas as partes do corpo, pode ser utilizado como um parâmetro a partir do qual algumas medidas são calculadas para analisar os mecanismos envolvidos no controle postural em diferentes contextos.

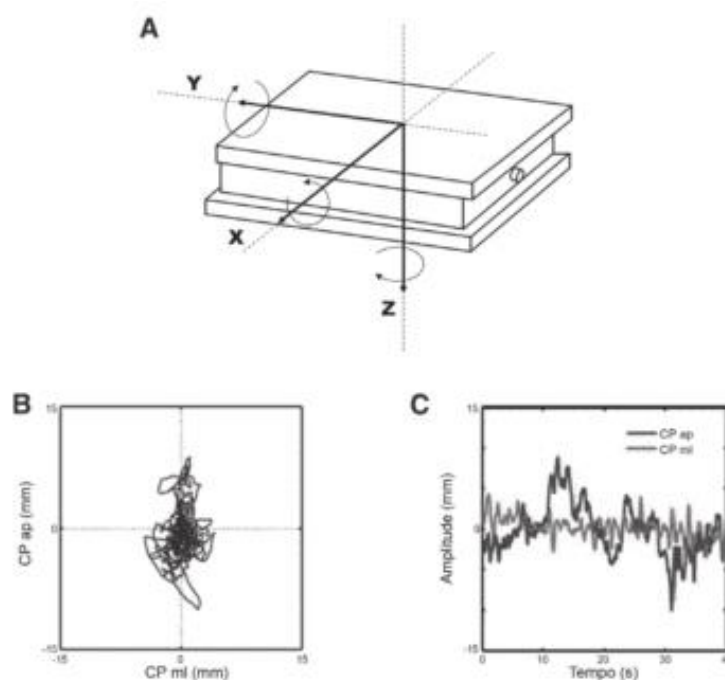


FIGURA 2. Ilustração de uma plataforma de força e seus eixos de medida (A) e exemplos do estabilograma (B) e do estatocinesigrama (C) de um indivíduo na postura ereta quieta por 40 segundos. Retirado de DUARTE e FREITAS (2010).

A partir da análise do sinal do C, o controle postural de um indivíduo pode ser investigado em termos de desempenho postural e estratégia postural (PAILLARD e NOÉ, 2015). O desempenho postural refere-se à capacidade de manter o CM dentro da base de suporte durante uma tarefa motora, sendo normalmente caracterizado pela capacidade de minimizar o deslocamento corporal em condições posturais mais convencionais (com por exemplo, na posição ortostática em base bilateral ou unipodal, em condições de olhos abertos ou fechados; PAILLARD e NOÉ, 2015). A estratégia postural pode ser definida

com base na organização espacial e temporal de diferentes segmentos corporais, assim como na extensão e ordem de recrutamento de diferentes músculos ativados durante a tarefa motora (PAILLARD e NOÉ, 2015). A aplicação de técnicas convencionais da posturografia visam identificar grandezas escalares do CP, como a sua amplitude de deslocamento, a distância total percorrida, a velocidade média, o valor quadrático médio (RMS, do inglês *Root Mean Square*) e a área elíptica de deslocamento. Os valores estatísticos descritivos dessas variáveis se mostram alterados frente à patologias, envelhecimento, experiência com a tarefa, variando ao longo de uma gama de condições sensoriais e cognitivas, sendo consideradas medidas de resultado válida em numerosas populações e condições de equilíbrio (MAKI et al., 1990; WIKSTROM et al., 2010; PAVÃO et al., 2014; DONÁ et al., 2016; LEHMANN et al., 2017).

A amplitude do deslocamento é a distância entre o deslocamento máximo e mínimo do CP para cada direção AP e ML, enquanto a distância total percorrida pelo CP quantifica a magnitude do deslocamento bidimensional durante uma tarefa (PAILLARD e NOÉ, 2015). A velocidade de deslocamento do CP representa a sua distância total percorrida ao longo do tempo, sendo determinado através do quociente entre a distância total percorrida e a duração da tarefa (PALMIERI et al., 2002). O valor RMS representa a variabilidade do deslocamento do CP, e mede o deslocamento absoluto médio em torno do ponto médio do CP (PALMIERI et al., 2002). A área elíptica de deslocamento quantifica a área total coberta pela excursão do CP na direção AP e ML, usando uma elipse ajustada em função do intervalo de confiança de 95% da distribuição da posição do CP (SCHUBERT e KIRCHNER, 2014). Estudos que utilizam esses parâmetros para analisar o desempenho do controle postural normalmente consideram um índice de desempenho postural geral: quanto maior a amplitude, a distância total percorrida e a velocidade, pior a estabilidade postural; enquanto uma menor amplitude de RMS e uma

menor área elíptica representam uma melhor capacidade de preservar uma postura ereta (PALMIERI et al., 2002; SCHUBERT e KIRCHNER, 2014 e PAILLARD e NOÉ, 2015).

Os valores de amplitude e velocidade do CP têm sido utilizados de forma confiável para analisar déficits posturais em pacientes que sofrem de distúrbios neuromotores, como paralisia cerebral (PAVÃO et al., 2014), esclerose múltipla (PROSPERINI e POZZILLI, 2013) e doença de Parkinson (DONÁ et al., 2016), quando comparados com indivíduos saudáveis. Esses parâmetros também se alteram de acordo com a idade e podem indicar um maior risco de queda em idosos (MAKI et al., 1990). Indivíduos que apresentam distúrbios musculoesqueléticos, como histórico de lesão do LCA (LEHMANN et al., 2017), instabilidade crônica do tornozelo (WIKSTROM et al., 2010), artrite (MESSIER et al., 2000) e concussão (GEURTS et al., 1996), também demonstram um aumento dessas medidas em relação a indivíduos saudáveis durante uma tarefa de apoio bilateral ou unipodal.

A avaliação clínica do controle postural através de medidas posturográficas muitas vezes inclui a análise da estabilidade postural em pé e quieta (seja em base de suporte bilateral, unipodal ou tandem), e de olhos abertos ou fechados. Indivíduos que demonstram uma estabilidade postural normal nesses testes são geralmente considerados como tendo um sistema postural saudável (CAVANAUGH et al., 2005). Entretanto, a literatura é divergente em afirmar se os valores adotados pelo CP durante esse tipo de análise possuem a capacidade de discriminar com precisão indivíduos que estariam em risco de lesão musculoesquelética de membro inferior. Em uma amostra de atletas de basquete (N=210), a velocidade de deslocamento do CP no teste de apoio unipodal, coletado durante uma pré-temporada naqueles que sofreram uma entorse de tornozelo, foi significativamente maior do que os valores em atletas que não sofreram esse tipo de lesão (MCGUINE et al., 2000). Entretanto, não foram encontradas diferenças significativas na

excursão do CP nesse mesmo teste para determinar o risco de lesão de tornozelo em praticantes de atletismo que se lesionaram durante a temporada esportiva (ROMERO-FRANCO et al, 2014). A capacidade da análise da excursão dessas variáveis durante a pré-temporada de identificarem o risco de uma lesão de LCA em atletas também é divergente. Enquanto um estudo de coorte prospectivo de 3 anos realizado com atletas em idade escolar ($N=287$) encontrou diferenças significativas em uma medida de deslocamento do CP coletada através de uma postura ortostática quieta entre atletas que se lesionaram durante a prática esportiva (OSHIMA et al., 2015), outro estudo prospectivo de 8 anos realizado com atletas de diferentes esportes ($N=838$) concluiu que nenhuma das medidas de controle postural examinadas a partir de testes de estabilidade postural unipodal foram associadas ao aumento do risco de lesão do LCA (STEFFEN et al., 2017).

As análises de medidas de deslocamento do CP associadas aos testes de estabilidade postural comumente utilizados na literatura podem ser consideradas inadequadas para ajudar atletas, treinadores e profissionais da área médica a identificar o risco de lesão (STEFFEN et al., 2017) ou julgar quando a recuperação completa do controle postural ocorreu (CAVANAUGH et al., 2005). A relevância desses testes para a dinâmica da prática esportiva ou clínica pode ser considerada uma limitação da aplicabilidade dos resultados no ambiente clínico (STEFFEN et al., 2017). Nesse aspecto, pode ser proposto que associar medidas posturográficas ao SEBT forneceria um quadro mais completo da estratégia de controle postural dinâmico de uma população (JABER et al., 2018). Apesar do SEBT já ter sido vastamente estudado e seus valores validados para diversas patologias e esportes, somente dois estudos publicados até o presente momento investigaram uma relação entre distúrbios musculoesqueléticos, como dor lombar (TSIKGANOS et al.,

2016) e instabilidade crônica do tornozelo (JABER et al., 2018) e o equilíbrio dinâmico – observando as medidas de excursão do CP durante a execução do SEBT.

TSIKGANOS et al. (2016) investigaram se a oscilação corporal dos indivíduos com dor lombar crônica ($N=17$) seria maior que em indivíduos saudáveis ($N=16$) ao realizar o SEBT. A estabilidade dinâmica foi quantificada usando a distância total percorrida pelo CP durante cada distância de alcance (foram utilizadas as distâncias ANT, POS, LAT e MED do teste original). Além disso, foi realizado também um teste de apoio unipodal estático. Uma análise fatorial revelou três fatores com autovalores superiores a 1 que explicaram 74,6% da variabilidade total dos dados para ambas as pernas. Desses, 35,3% foram provenientes das medidas do SEBT (fator 1), 23,6% das medidas do deslocamento do CP para todas as direções do SEBT menos a ANT, inclusive do teste unipodal (fator 2) e 15,6% das medidas do deslocamento do CP para a distância ANT (fator 3). Análises posteriores revelaram que a excursão do CP durante a distância ANT não contribuiu para a identificação da dor lombar crônica, sendo largamente dependente da idade. De acordo com os autores, um sujeito pode ser corretamente classificado para o grupo controle ou com dor lombar crônica com um acurácia de cerca de 85% a partir dos valores obtidos no SEBT e CP, com exceção do deslocamento do CP na direção ANT.

No outro estudo, JABER *et al.* (2018) tiveram como objetivo comparar o controle postural e a atividade eletromiográfica dos músculos que cruzam o quadril e o tornozelo durante a realização do SEBT em indivíduos com e sem instabilidade crônica do tornozelo ($N=48$). As medidas de desfecho incluíram a distância de alcance normalizada do SEBT, o deslocamento do CP e a ativação integrada muscular em cada direção de alcance do SEBT. O controle postural foi quantificado pela distância de alcance normalizada (%) e as medidas do CP nas três direções do SEBT (ANT, PM e PL). Uma análise de variância revelou que o grupo com instabilidade crônica do tornozelo teve uma distância de alcance

ANT normalizada significativamente menor que o controle (82% vs. 90%, respectivamente). Comparações *post-hoc* mostraram que o grupo com instabilidade crônica do tornozelo apresentou uma velocidade média de deslocamento do CP significativamente maior em relação aos controles para a distância ANT (70,5mm/s vs. 55,4mm/s, respectivamente). Foi recomendado que confiar apenas no valor da distância do alcance pode não ser sensível o suficiente para detectar diferenças entre os grupos, isso porque apenas na distância ANT houveram diferenças, enquanto as medidas do CP mostraram diferenças significativas entre os grupos na maioria das direções (JABER et al., 2018). Os resultados da atividade muscular desse estudo serão discutidos posteriormente.

1.6. Medidas de avaliação da atividade muscular

A coleta e a análise de sinais eletromiográficos (EMG) é amplamente utilizada na avaliação do controle postural para identificar padrões de atividade muscular. O EMG superfície é uma tecnologia de registros eletrofisiológicos que possui destaque entre os métodos não-invasivos para avaliação da atividade da musculatura esquelética, permitindo detectar o potencial elétrico resultante da excitação muscular (ZAJAC, 1989). Em uma explicação mais simples, os sensores de EMG são um voltímetro altamente sensíveis que detectam as despolarizações que ocorrem no sarcolema que cursam com a contração de um músculo (VIGOTSKY et al., 2018). O processamento adequado das informações associadas aos processos fisiológicos, extraídas a partir do sinal bruto fornecido pelo equipamento de EMG, podem fornecer informações sobre o tempo e o grau de excitação dos músculos em diferentes tarefas e demandas (ZAJAC, 1989; FERREIRA et al, 2010). Seus dados também podem ser usados para estudar estratégias segmentais posturais e coordenação entre articulações (PAILLARD & NOÉ, 2015), e a

análise de correlação cruzada pode ser aplicada para investigar as relações entre as séries temporais do CP e os dados EMG no domínio do tempo (GATEV et al., 1999; SOZZI et al., 2013; LEMOS et al., 2016).

O músculo estriado esquelético é composto por milhares de fibras musculares, cada uma delas sendo uma célula multinucleada, cujo recrutamento é controlado por um motoneurônio- α na medula espinhal (BAWA & JONES, 2014). A morfologia e a eletrofisiologia de cada motoneurônio- α é compatível com as propriedades das fibras musculares que ele inerva (BAWA & JONES, 2014). Em um adulto saudável, cada fibra muscular é innervada por apenas um único motoneurônio- α , enquanto um motoneurônio- α pode innervar diversas fibras musculares. A composição formada pelo motoneurônio- α e todas as fibras musculares que ele inerva é definido como unidade motora, e todas as fibras musculares innervadas pelo mesmo motoneurônio- α são do mesmo tipo e são recrutadas a partir do mesmo estímulo (ENOKA & PEARSON et al., 2013). Cada ramo terminal de um motoneurônio faz uma sinapse com uma fibra muscular de sua unidade motora em uma região chamada junção neuromuscular. No lado do motoneurônio desta junção, o terminal nervoso contém vesículas de acetilcolina (ACh) que serão liberadas em resposta ao potencial de ação iniciado na medula espinhal e conduzido ao longo do axônio até o terminal (ENOKA & PEARSON et al., 2013). Em condições normais, cada terminal sináptico é despolarizado quando um motoneurônio descarrega um potencial de ação, o que irá desencadear uma série de reações eletroquímicas que resultarão em uma contração muscular (ENOKA & PEARSON et al., 2013). Uma excitação neural pode ser compreendida como uma entrada eletroquímica de um motoneurônio- α que despolariza todas as fibras musculares que ele inerva, e que antecede uma ativação muscular (VIGOTSKY et al., 2018). A EMG mede as alterações na polaridade da membrana das

fibras musculares resultantes de uma excitação neural; em outras palavras, a EMG é uma medida da excitação muscular (VIGOTSKY et al., 2018).

Para registrar a atividade elétrica do músculo, diferentes tipos de eletrodos podem ser utilizados. O sinal de EMG é um sinal analógico coletado através de um eletromiógrafo que, para poder ser registrado em algum software, é convertido em um sinal digital (DE LUCA, 1997). A gravação mais simples e comum de atividade muscular é a registrada a partir de dois eletrodos de EMG colocados na pele e separados por aproximadamente 2–3 cm de distância entre seus centros. Esses eletrodos são posicionados em linha na direção das fibras musculares para registro diferencial (BAWA & JONES, 2014). O registro diferencial elimina o sinal de ruído comum a ambos os eletrodos, maximizando assim a relação sinal/ruído. O equipamento detecta o sinal em dois locais no músculo, subtrai e amplifica as suas diferenças. Assim, qualquer sinal que é comum aos dois eletrodos é removido, e os sinais diferenciais são amplificados (DE LUCA, 1997). A quantificação de parâmetros clínicos a partir do sinal EMG é possível por meio do processamento e análise direcionadas para a interpretação dos resultados, normalmente em relação a parâmetros como amplitude, tempo e frequência (FERREIRA et al, 2010; PAILLARD & NOÉ, 2015).

Para utilizar esses parâmetros em uma análise eletromiográfica, operações de processamento de dados como a retificação do sinal são frequentemente utilizadas (BAWA & JONES, 2014). Os sinais de EMG brutos têm desvios potenciais quase simétricos em valores positivos e negativos (FIGURA 3A), sendo sugerido que, antes de integrar o sinal para quantificar a ativação muscular ao longo de um certo intervalo de tempo, é preciso garantir que todos os desvios potenciais tenham o mesmo sinal, que convencionalmente, são considerados positivos (FIGURA 3B; FERREIRA et al, 2010). Após a retificação, as respostas musculares são calculadas e quantificadas medindo-se,

por exemplo, a área do sinal (BAWA & JONES, 2014). Análises de amplitude do sinal retificado do EMG, como RMS ou cálculos de área, são comumente usadas para refletir a magnitude da atividade muscular na manutenção de tarefas posturais (PAILLARD & NOÉ, 2015).

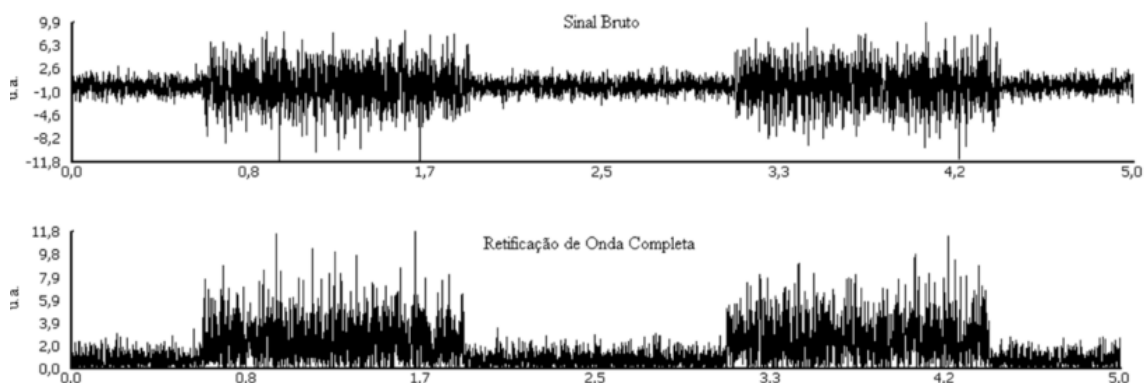


FIGURA 3. Ilustração de um sinal eletromiográfico bruto (A) e exemplo de uma retificação de onda completa do sinal (B). Adaptado de FERREIRA *et al.* (2010).

A ativação muscular durante o equilíbrio dinâmico tem sido estudada extensivamente ao longo dos anos (HORAK & NASHNER, 1986), observando o sinal EMG em resposta a translações ou rotações da superfície de apoio. Estes estudos revelaram que a postura ortostática quieta envolve uma dinâmica muscular complexa, a fim de estabilizar o que se convencionou ser o “pêndulo invertido humano” (HORAK, 2006). No deslocamento AP do CP, a ativação do tríceps sural (conjunto dos músculos gastrocnêmio, porção medial e lateral, e solear) produz um torque de flexão plantar que desacelera o movimento do corpo para a frente (HORAK e NASHNER, 1986). Uma atividade correspondente e antagônica é observada no músculo tibial anterior, em resposta ao deslocamento posterior do corpo (HORAK e NASHNER, 1986).

Os parâmetros de amplitude do sinal retificado EMG foram utilizados por EARL e HERTEL (2001), junto com medidas de ADM do joelho e tornozelo, para investigar a atividade muscular durante a execução do SEBT em indivíduos saudáveis ($N=10$) sem histórico de lesão de membro inferior. Sinais de EMG foram coletados dos músculos com inserção no quadril e joelho (VMO, vasto medial oblíquo; VL, vasto lateral; IM, isquiotibiais medial; e BF, bíceps femoral), e com inserção no joelho e tornozelo (TA, tibial anterior e GA, gastrocnêmio). Foi identificado que a ativação muscular de todos os músculos mensurados, com exceção do GA, é diferente para cada distância de alcance do teste. A distância ANT produziu uma maior dorsiflexão do tornozelo do que todas as outras direções e a amplitude do sinal EMG foi significativamente maior no VMO para essa direção do que em outros músculos. A atividade do TA foi significativamente maior durante as excursões posteriores do que durante a ANT. Dois estudos que investigaram indivíduos com instabilidade crônica do tornozelo revelaram respostas diferentes para a atividade do TA na direção ANT: enquanto POZZI *et al.* (2015) encontrou uma maior amplitude EMG, porém não significativa, no estudo de JABER *et al.* (2018) o grupo ITC revelaram uma atividade de TA significativamente menor.

1.7. Análise do coeficiente de correlação cruzada EMG–CP

As características do sistema de controle postural também podem ser inferidas a partir de um coeficiente de correlação cruzada entre os sinais do EMG e do CP. Esses dados podem fornecer uma indicação sobre a relação temporal entre os padrões de atividade muscular dos membros inferiores, o componente frontal do deslocamento corporal e o intervalo de tempo entre os eventos de EMG e CP (KOHN, 2005; SOZZI *et al.*, 2013). A correlação cruzada envolve a correlação de dois sinais diferentes que variam no tempo, $x(t)$ e $y(t)$, um contra o outro (FIGURA 4A). Assim como na correlação usada

para análise estatística, os coeficientes de correlação cruzada (R) variam entre -1 e $+1$, sendo que um valor de correlação positiva indica que os sinais que variam no tempo estão aumentando e diminuindo juntos, e um valor negativo indica que quando um sinal está aumentando, o outro sinal está diminuindo (NELSON-WONG et al., 2009). Logo, quanto maiores e positivos os valores do R , maior a indicação que mudanças na posição do CP e na amplitude do EMG estão mais fortemente associadas entre si, e vice-versa (PAILLARD e NOÉ, 2015; LEMOS et al.; 2015). Essas informações podem ser pertinentes para examinar estratégias de controle do equilíbrio durante tarefas motoras (NELSON-WONG et al., 2009).

De acordo com uma revisão técnica de NELSON-WONG *et al.* (2009), o processo de correlação cruzada envolve o deslocamento repetido de 1 sinal para a frente ou para trás na linha do tempo contra o outro sinal (FIGURAS 4C e 4E), que é mantido estacionário. O valor de correlação, R_{xy} , é assim calculado em cada deslocamento (FIGURAS 4B e 4D). Isso também é conhecido como uma repetição da mudança de fase, em que cada deslocamento possui unidades de tempo, que podem ser representadas pelo símbolo t . As relações temporais e de fase entre os 2 sinais também podem ser quantificadas. Diferentemente da correlação de momento do produto de Pearson, a correlação cruzada não produz um valor único, mas resulta em um terceiro sinal $R_{xy(t)}$, que é uma função de correlação em cada repetição do deslocamento de fase entre os dois sinais observados. Essencialmente, as funções de correlação cruzada consistem em uma série temporal de valores de Pearson r , em que cada valor de R_{xy} descreve a relação linear entre cada ponto nos sinais de entrada em cada deslocamento repetido, t . A função de correlação cruzada $R_{xy(t)}$ tem seu valor máximo ocorrendo no deslocamento de fase, denotado como t , onde os 2 sinais são mais semelhantes entre si (FIGURA 4F). Assim como acontece com outros coeficientes de correlação, a interpretação da magnitude de

R_{xy} é influenciada pelo contexto da questão de pesquisa, tipo de dados, tamanho da amostra e erro de medição (NELSON-WONG et al., 2009). Entretanto, estudos experimentais examinando correlação cruzada entre a atividade EMG e o CP são relativamente poucos, e normalmente analisam esse relacionamento durante a postura ortostática quieta. Apesar do uso de variáveis diferentes, a questão conceitual básica é similar: o estudo das relações de tempo entre dois sinais em uma tarefa de controle postural (GATEV et al., 1999; MASANI et al., 2003; SOZZI et al., 2013; LEMOS et al., 2016).

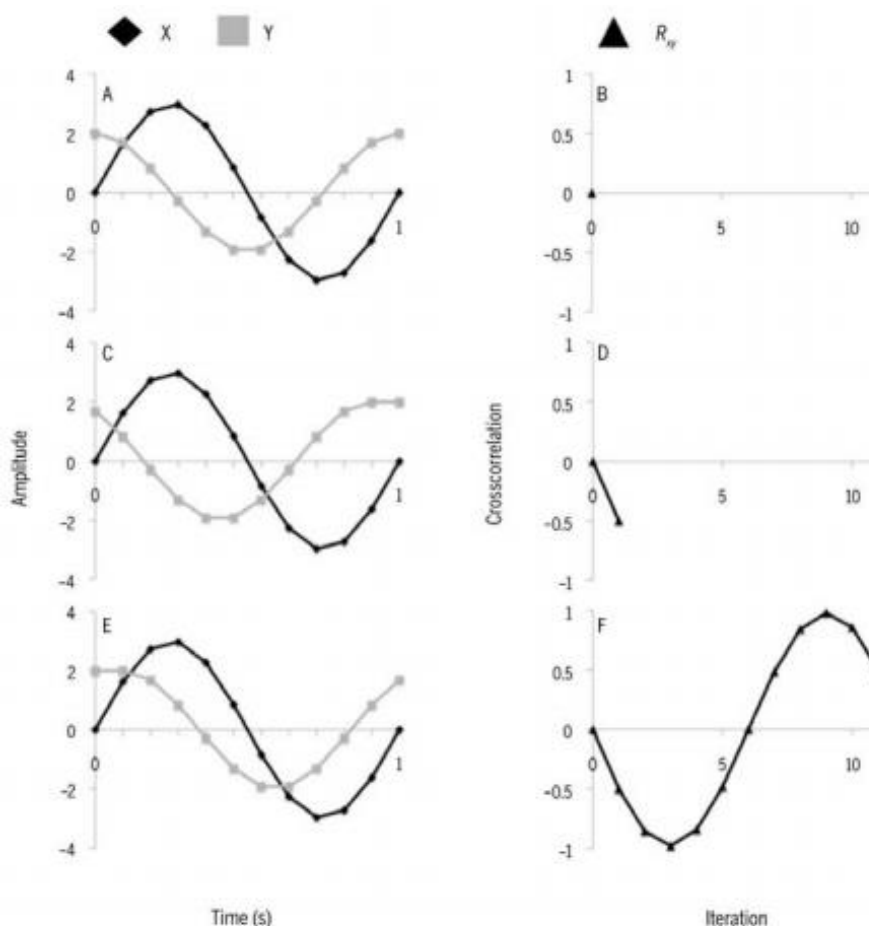


FIGURA 4. Ilustração de dois sinais diferentes x e y que serão correlacionados (A). A correlação inicial entre os sinais na primeira iteração do algoritmo de correlação cruzada contribui com um único ponto para a função de correlação cruzada (B). O sinal y é deslocado para trás por um único ponto de dados na segunda iteração do algoritmo de

correlação cruzada (C). A correlação entre as duas curvas em C é calculada e contribui com um segundo ponto para a função de correlação cruzada (D). O sinal y é iterativamente deslocado para trás até que o número de iterações seja equivalente ao número de pontos no sinal (E). A finalização do algoritmo de correlação cruzada produz a função de correlação cruzada resultante (F). Retirado de NELSON-WONG *et al.* (2009).

Em um dos primeiros estudos que investigaram a correlação cruzada EMG-CP, GATEV *et al.* (1999) encontrou, a partir de correlações cruzadas positivas, baixas e significativas que o sinal EMG do músculo GA precedeu, com atrasos de tempo máximo de 250–300ms, a excursão AP do CP durante a postura ortostática quieta. Essa informação foi atribuída a uma modulação direta da atividade muscular que poderia antecipar o padrão de deslocamento postural. Em um estudo similar, MASANI *et al.* (2003) sugere que o sistema de controle durante uma postura quieta adota uma estratégia que depende da informação de velocidade do CP, e que tal sistema controlador pode modular a atividade do GA de maneira antecipada, sem a necessidade de usar o mecanismo antecipatório. A análise de correlação cruzada realizada por SOZZI *et al.* (2013) revelou que o comando neural dos músculos dos membros inferiores durante uma posição em tandem implica em uma regra de compartilhamento de tarefa muscular, em que o músculo solear possui um papel muito fraco no controle dos deslocamentos no plano frontal e as atividades recíprocas do fibular longo e TA estão associados ao deslocamento do CP nesse plano, mas com efeitos opostos. LEMOS *et al.* (2015) adiciona que, conforme a base de suporte se torna progressivamente mais estreita, é observada uma maior associação entre amplitude do EMG do TA e deslocamentos ML do CP, indicando que a contribuição da atividade de TA para o controle de deslocamento lateral aumenta para posturas mais restritas.

2. JUSTIFICATIVA

Entender os mecanismos que levam a lesão de estruturas musculoesqueléticas é uma das etapas primordiais para o desenvolvimento de programas de redução de ocorrência e reabilitação, sendo essa uma meta importante de atletas, pessoas fisicamente ativas e todos aqueles envolvidos com exercício e saúde. Apesar dos desenvolvimentos científicos e profissionais dos últimos anos, os fatores comportamentais e neuromusculares associados às lesões musculoesqueléticas ainda são tema de caloroso debate. No centro dessa discussão está o uso e eficácia de testes funcionais, tanto para prevenção de lesões no meio esportivo quanto para a reabilitação de lesões no âmbito clínico. Nesse universo se destacam os testes de estabilidade dinâmica para membros inferiores e, entre eles, o SEBT. A eficácia desse teste se baseia no aumento da demanda de controle postural durante a sua realização, o que tornaria evidente um potencial padrão disfuncional associado à ocorrência de lesões musculoesqueléticas. Uma análise de correlação cruzada poder ser um poderoso método para examinar padrões gerais de co-ativação muscular, ativação recíproca e estratégias de controle antecipatório. Entretanto, não foram encontradas referências na literatura que utilizaram esse método para associar essas informações a um desfecho exploratório de risco de lesão. Com base nessas informações, a análise da atividade EMG dos músculos do tornozelo e do deslocamento do CP durante a realização do teste pode fornecer mais informações sobre possíveis diferenças entre as estratégias neuromusculares utilizadas por indivíduos em “alto risco” e “baixo risco” de lesão musculoesquelética de membros inferiores, de acordo com a diferença de alcance da distância anterior do SEBT. Assim, o presente estudo se justifica pelos potenciais avanços no campo da cinesiologia e controle motor.

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivo geral

Avaliar as estratégias de controle postural em indivíduos com alto e baixo risco de lesões musculoesqueléticas de membros inferiores.

3.2. Objetivo (s) específico (s)

Em uma população de indivíduos fisicamente ativos, nos propusemos a:

- I. Avaliar o desempenho no SEBT, em termos de alcance ANT do membro inferior;
- II. Avaliar o padrão de deslocamento do centro de pressão dos pés (CP) durante a realização do alcance ANT do SEBT;
- III. Avaliar o padrão de recrutamento muscular (EMG) do tibial anterior e do gastrocnêmio durante a realização do alcance ANT do SEBT;
- IV. Determinar a associação entre o desempenho da distância ANT no SEBT e o padrão de recrutamento muscular;
- V. Determinar a associação entre o desempenho da distância ANT no SEBT e o padrão de deslocamento do CP;
- VI. Correlacionar as medidas do CP e EMG com a distância de alcance ANT do SEBT;
- VII. Comparar o desempenho da distância ANT do SEBT e as medidas CP-EMG entre os indivíduos classificados como “alto risco” e “baixo risco” de lesão.

4. MÉTODOS

4.1. Participantes

Nesse estudo observacional de corte transversal foram selecionados, a partir de uma amostra de conveniência, 26 indivíduos, sendo 15 do sexo masculino, com (mínimo-máximo) 19-33 anos de idade, 158-191 cm de estatura, 52-120 Kg de massa corporal e

18-32 kg/m² de índice de massa corporal. A maior parte dos indivíduos ($N=24$; 92% da amostra) foi classificada como moderadamente ativa ou muito ativa (IPAQ, 2005; ANEXO 1). Os indivíduos foram incluídos na amostra se tivessem idade superior a 18 anos e fossem saudáveis. Os critérios de exclusão, averiguados através de auto relato, foram os seguintes: realização de cirurgia musculoesquelética nos últimos 12 meses; lesão nos membros inferiores ou na coluna vertebral nos últimos 6 meses; qualquer impedimento ou comprometimento neurológico ou vestibular que prejudicasse o controle da estabilidade postural. Antes da realização de qualquer procedimento, os mesmos foram explicados aos indivíduos, e estes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE 1). Os procedimentos realizados foram aprovados pelo comitê de ética em pesquisa local (processo número 96746618.3.0000.5235; ANEXO 2) estando de acordo com as recomendações da Declaração de Helsinki.

4.2. *Star Excursion Balance Test*

O SEBT foi realizado com os participantes descalços em cima de uma plataforma de força (FIGURA 5). Os mesmos foram instruídos a manter um membro inferior apoiado no centro da plataforma, e com o membro inferior contralateral suspenso, deviam alcançar a maior distância possível, ao longo de três linhas de orientação (ANT, PL e PM; FIGURA 5), demarcadas com uma fita métrica adesiva coladas em uma régua especial, desenvolvida por esse grupo de pesquisa para compensar o desnível da plataforma de força (5cm). A posição inicial do pé de apoio foi definida com a borda anterior do segundo dedo na junção das linhas de direção de alcance do SEBT. Ambas as mãos deveriam permanecer cruzadas na altura do peitoral durante a execução do teste. A posição de partida para o pé de alcance foi definida como a área imediatamente adjacente ao pé de apoio sem suporte de peso (PLINSKY et al, 2006). Os participantes receberam um

feedback verbal caso eles realizassem o teste de forma incorreta. Conforme o estudo elaborado por NESS et al. (2015), a tentativa foi considerado inválida se o participante: (1) perdesse o equilíbrio ou falhasse em manter um apoio unilateral; (2) transferisse o peso para o membro inferior de alcance ao tocar a fita métrica; (3) não conseguisse realizar um retorno controlado do pé de alcance para a posição inicial antes iniciar o alcance em outra direção; (4) não mantivesse o contato do calcanhar entre a perna de apoio e o chão; (5) não mantivesse as mãos cruzadas na altura do peitoral ou (6) falhasse em tocar a fita métrica. Se a tentativa falhasse por algum desses motivos, ela era descartada e repetida até a execução de três tentativas válidas.

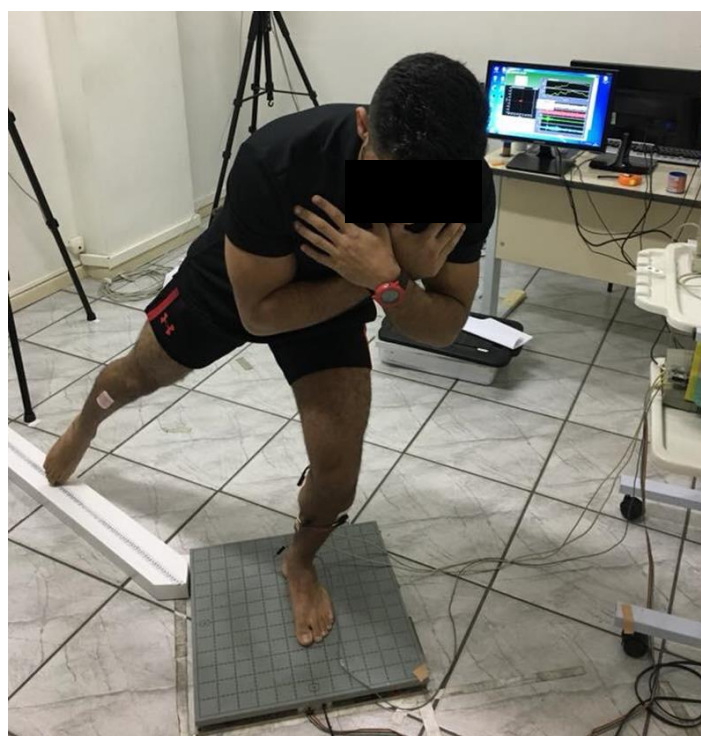


FIGURA 5. Imagem do esquema dos procedimentos experimentais. Imagem mostra o teste de alcance PM do membro inferior esquerdo, com o indivíduo sobre a plataforma de força, assim como a régua guia para a marcação de desempenho da tarefa.

Foram realizados quatro testes de treinamento para cada direção e para cada membro inferior, antes da coleta de dados, para reduzir o efeito de aquecimento e/ou aprendizagem, conforme recomendação de ROBINSON e GRIBBLE (2008). Após a execução da quarta rodada de treinamento, foram executadas três tentativas para cada direção em cada membro inferior, e a média do alcance nas três tentativas foi utilizada para análise. Os participantes tinham quinze segundos de descanso entre cada tentativa de alcance, e cinco minutos de recuperação entre os testes. Devido à curta duração de cada tentativa (5-10 segundos) o efeito da fadiga é mínimo (TSIGKANOS et al., 2016).

A diferença do valor absoluta da distância obtida na direção anterior (ANT) entre os membros inferiores direito e esquerdo foi calculada (DIF-ANT). Além desse dado, também foram coletadas as medidas do CMI, em centímetros. O protocolo para aquisição desses dados foi reproduzido de PLINSKY et al (2006). Os participantes deitaram em decúbito dorsal em uma maca, e uma marca foi feita com uma caneta demográfica no aspecto mais inferior da espinha íliaca ântero-superior e na porção mais distal do maléolo medial, em ambos os membros inferiores; a distância entre essas duas marcas foi aferida com uma fita métrica. A distância alcançada (DA) em cada direção do SEBT foi normalizada em relação ao CMI do membro inferior de apoio, como expresso abaixo:

$$DAn (\%) = \left(\frac{DA}{CMI} \right) \times 100$$

4.3. Aquisição e análise de sinais

As coordenadas do centro de pressão dos pés (CP) foram calculadas a partir das forças e momentos de forças nos eixos lateral, anterior-posterior e vertical, registrados por uma plataforma de força (AccuSway^{PLUS}, AMTI, USA). Os sinais eletromiográficos

dos músculos tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM), ambos do membro inferior de suporte, foram adquiridos através do amplificador EMG 610C (filtro passa-banda na faixa de 10-1000Hz, fator de amplificação de 2000, EMG System do Brasil, BRA). Os eletrodos de superfície (Ag/AgCl, formato circular com 8mm de diâmetro) foram posicionados em uma configuração bipolar, com uma distância inter-eletrodo de 20mm centro-a-centro. A localização dos eletrodos na superfície da pele seguiu as recomendações do *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle* – SENIAM (HERMENS et al., 1999). Resumidamente, após tricotomia e limpeza da pele, o par de eletrodos foi posicionado a 1/3 da distância entre o epicôndilo da fíbula e o maléolo lateral para aquisição dos sinais EMG do TA. Outro par de eletrodos foi posicionado sobre a porção mais volumosa do ventre do músculo GM. As coordenadas do CP e os sinais EMG foram adquiridos simultaneamente através de um conversor A/D de 16 bits (NI-USB 6210, National Instruments, EUA) a uma taxa de amostragem de 1000Hz, sendo registrado e armazenado para posterior análise.

As séries temporais do CP e dos sinais EMG foram segmentados de acordo com as variações na força de reação do solo obtidos pela posturografia. Tais variações são indicativos da mudança da base de suporte durante a realização do YBT — quando o indivíduo suspende o membro inferior para realizar o alcança, após o qual retorna à posição inicial — servindo de marcador do início e fim da tarefa (DOHERTY et al., 2015). Todas as análises subsequentes foram feitas nos sinais segmentados.

O sinal do CP foi processado da seguinte forma: após remoção do valor médio, o sinal foi filtrado (passa-baixa de 5Hz, Butterworth de 2ª ordem) e subamostrado para 100Hz. Das coordenadas medial-lateral (ML) e anterior-posterior (AP) do CP foi calculado o índice de estabilidade direcional, dado pela raiz quadrada da soma das variâncias da posição e velocidade (RILEY et al., 1995).

Após remoção do valor médio e de ruídos provenientes da rede elétrica, o sinal de EMG foi retificado e filtrado (passa-baixa de 5Hz, Butterworth 2ª ordem). A amplitude das variações do sinal EMG foi estimada pelo valor do coeficiente de variação do envelope linear (CV, desvio-padrão do sinal dividido por sua média; LEMOS et al., 2015).

O grau de associação entre as coordenadas do CP e as flutuações no sinal EMG foi obtido através de análise da função de correlação cruzada. As séries temporais do EMG foram subamostrados para 2000 amostras em 20s, e então correlacionados com as séries temporais do CP nas direções ML e AP. Como realizado anteriormente (LEMOS et al., 2015), o pico do coeficiente de correlação cruzada dentro de uma faixa de tempo de $\pm 3s$ foi identificado; maior ou menor valor absoluto do coeficiente indica um grau de associação mais forte ou mais fraco entre as séries temporais. Por sua vez, o sinal do coeficiente indica se os sinais se encontram em fase ou anti-fase. A relação temporal entre as séries temporais — isto é, o momento no tempo da ocorrência do pico de correlação — também foi obtido. Todo o processamento de dados ocorreu em ambiente MATLAB (The MathWorks Inc., EUA).

4.4. Análise estatística

No presente estudo, somente a tarefa de alcance anterior foi utilizada para análise. As diferenças entre membros inferiores direito e esquerdo, observados para a direção anterior do YBT, foi utilizado para classificação dos participantes como “alto risco” e “baixo risco” de lesão, tendo como critério de corte um valor maior ou igual a 4 cm para o grupo “alto risco” (PLINSKY et al. 2009; BUTLER et al. 2013; SMITH et al. 2015; STIFFLER et al. 2017). Além disso, para cada participante de cada um dos grupos, o membro inferior que apresentou a menor direção anterior do SEBT foi denominado como

de “baixo desempenho”, enquanto aquele que alcançou maior distância anterior foi denominado de “alto desempenho”. Essas nomenclaturas foram escolhidas para verificarmos se determinadas estratégias de controle estão associadas ao desempenho no teste. Para determinarmos as estratégias neuromusculares, foram utilizados como variáveis dependentes nas análises subsequentes os valores médios da variabilidade do CP (índice de estabilidade direcional), as flutuações no EMG (coeficiente de variação) e descritores da análise de correlação cruzada (relação temporal e coeficiente máximo).

Uma ANOVA de modelo misto com dois fatores foi aplicada para verificação de efeitos principais e interações entre grupos (“alto risco” versus “baixo risco”) e membros inferiores (baixo desempenho versus alto desempenho). O tamanho do efeito foi estimado a partir do valor quadrático de eta (η^2), sendo considerado um efeito pequeno se $0,01 < \eta^2 < 0,06$, moderado se $0,06 < \eta^2 < 0,14$ ou grande, no caso de $\eta^2 > 0,14$ (COHEN 1988). No caso de interações significativas, um teste t apropriado foi utilizado, acompanhado do cálculo do d de Cohen, como estimativa do tamanho do efeito. Foi utilizada a seguinte escala: efeito trivial se $d < 0,2$; pequeno se $0,2 < d < 0,5$; moderado se $0,5 < d < 0,8$; grande se $d > 0,8$; LAKEN 2013). O limiar estatístico foi fixado em 5%. A análise estatística foi realizada em ambiente JASP versão 0.9 (JASP TEAM 2018, Holanda).

5. RESULTADOS

Os resultados do presente estudo são apresentados em formato de manuscrito a ser submetido para a revista *European Journal of Applied Physiology*.

Title: Differences in ankle neuromuscular activity during the Star Excursion Balance Test in individuals with low- and higher-risk of musculoskeletal injuries

Authors: Pedro Saldanha¹, Carlos E.G. Costa¹, Arthur S. Ferreira¹, Michelle C. Mello¹, Thiago Lemos^{1*}

Authors affiliation: ¹Graduate Program in Rehabilitation Sciences, Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM, Rio de Janeiro, Brasil.

***Corresponding author:** Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, Centro Universitário Augusto Motta – UNISUAM, Rua Dona Isabel 94, Bonsucesso, Rio de Janeiro, RJ, ZIP 21032-060, Brasil.

e-mail: lemostdc@gmail.com (T.L.)

Abstract

Purpose: Despite the large use of dynamic postural stability tests for the pre-season classification of musculoskeletal injury risk, there was little information about the neuromuscular activation pattern related to lower performance in such tests. The purpose of this study was to investigate the postural sway and the neuromuscular activation during the performance of dynamic stability tests, specifically the Star Excursion Balance Test (SEBT).

Methods: Twenty-six healthy individuals perform the SEBT under a force platform, while EMG activity from tibialis anterior (TA) and gastrocnemius medialis (GM) muscle were acquired. The between-limb difference in the anterior direction reaching distance was used to classify the individual as high-risk ($N=8$) and low-risk ($N=18$) of musculoskeletal injury, to determine the lower limb with high (HPL, higher distances) and low (LPL, lower distances) performance, and for signal analysis. Descriptive measures of center of pressure (COP) coordinates, surface EMG fluctuations and EMG-COP temporal association were calculated. Mixed-model two-way ANOVA were used for statistical analysis, for $\alpha=5\%$.

Results: There was a significant between-group difference for the LPL (63 ± 3 vs. $67\pm5\%$, high-risk vs. low-risk, respectively; $t=-2.162$, $P=0.044$, $d=0.860$) but not for HPL (68 ± 4 vs. $68\pm5\%$; $t=0.009$, $P=0.993$, $d=0.004$). Overall, the LPL of the high-risk group exhibited lower TA-anterior COP association ($F=4.421$; $P=0.046$; $\eta^2=0.156$), larger GM-lateral COP temporal delay ($F=7.528$; $P=0.011$; $\eta^2=0.239$) and a strong TA-lateral COP anti-phase association ($F=7.267$; $P=0.013$; $\eta^2=0.232$).

Conclusion: The neuromuscular activity pattern from the LPL of the high-risk group showed remarkable changes, indication a potential disruption in the stabilization function

of ankle joint in the lateral direction, which could be one of the factor related to lower limb injuries.

Keywords: Postural Control; Star Excursion Balance Test; Musculoskeletal Injury, Rehabilitation.

Abbreviations:

ANOVA Analysis of variance

COM Center of mass

COP Center of pressure

COP_{ML} Center of pressure medium-lateral sway

COP_{AP} Center of pressure antero-posterior sway

COV Coefficient of variation of the linear envelope

EMGs Surface electromyography

GM Gastrocnemius medialis

GRF Ground reaction force

HPL High-performance limb

LPL Low-performance limb

SEBT Star Excursion Balance Test

TA Tibialis anterior

Introduction

Non-contact musculoskeletal injuries represent a major concern in the field sports medicine and rehabilitation, and it occurs when energy is transferred to the body in amounts or at rates that exceed the threshold of damage to human tissue (Meeuwisse et al. 2007; Wojtys 2017). The incidence of injuries such as ankle sprains and anterior cruciate ligament are more prone to occur during athletic activity (Doherty et al. 2014; Kaeding et al. 2017). For this reason, the evaluation of the risk of injury in the pre-season is a common practice in sports context and aims to identify and classify athletes who may be more prone to an injury event (Cook et al. 2014). From the tools available for such screening, dynamic postural stability tests are frequently used and may provide basic quantitative information useful for injury reduction programs designing (McCunn et al. 2015). Typically, this type of screening tools is simple and inexpensive, which allows its use on a large scale in clinics or training centers (Dallinga et al. 2012).

The Star Excursion Balance Test (SEBT) is a reliable instrument used as a means of evaluating dynamic postural stability (Kinzey and Armstrong 1998; Hertel et al. 2000; Plinsky et al. 2009; Gribble et al. 2013). The participants are required to maintain a single leg stance while reaching as far as possible with the contralateral (suspended) limb in one of the three pre-defined directions (anterior, posteromedial and posterolateral) without compromising postural stability (Gribble and Hertel 2009; Plinsky et al. 2009); the greater the distance reached, the better the performance on the test (Gribble et al. 2013). Lower scores in SEBT has been found to be associated with chronic low back pain (Tsikganos et al. 2016), chronic ankle instability (Pozzi et al. 2015; Jaber et al. 2018), anterior cruciate ligament injury history (Delahunt et al. 2013), reduced range of motion of the ankle (Hoch et al. 2011; Basnett et al. 2013), patellofemoral pain (Zamboti et al. 2017) and hip muscles weakness (Gordon et al. 2013). Additionally, between-limbs difference

in anterior reaching distances higher than 4 cm is a common marker of lower limb injury risk (Plinsky et al. 2009; Butler et al. 2013; Smith et al. 2015; Stiffler et al. 2017), although not highly consistent across populations (e.g., Noronha et al. 2013; Hartley et al. 2018; Steffen et al. 2017).

Altogether, a lower performance in dynamic stability tests is related to athletes' risk of injuries. Such relationships have been attributed to poor motor control at the level of inter-joint coordination to muscle activation strategies (e.g., Preatoni et al. 2013; Hug and Tucker 2017) — in fact, poor motor control is at the core of major discussion about functional tests and exercises and rehabilitation in sports and clinical settings (Cook et al. 2014). By extension, it is supposed that poor performance in tests such as SEBT is related to lack of proper whole-body or lower limb's joints stability control, owing to factor such as impaired proprioception or sensorimotor deficits, which favor the occurrence of an injury (Emory 2003; Gribble et al. 2013; Zemková 2014). Dynamic stability control refers to the capability of maintaining a stable posture while completing a specific movement (Winter 2009). For body stability, individuals' center-of-mass (COM) must be projected over the base of support, and body's center-of-pressure (COP) should be controlled to counteract COM displacements (Winter et al. 1996). Postural control, therefore, relies on the sensorimotor integration, mainly of visual, vestibular and proprioceptive systems (Peterka 2002) and on the neuromuscular coordination along body axis (Hsu et al. 2007; Vieira et al. 2010).

During the execution of the SEBT, specifically, an individual can be considered in an unstable condition due to the relatively high location of his/her COM in the upper third of their body, the small base of support, and the need to coordinate ankle, knee and hip joints of the stance limb to be able to reach as far as possible in the designated direction with the suspended limb; from these picture, it could be assumed that a quite complex

coordination strategy must be implemented by the neuromuscular system. Coordination strategies of healthy and injured individuals performing the SEBT test has already been reported in literature. It was shown that anterior reaching task produced a greater ankle dorsiflexion than all other directions, with the contribution of tibialis anterior (TA) muscle to ankle torque being lower than in posterior directions (Earl and Hertel 2001); in addition, a decreased TA activity is found in those with chronic ankle instability (Pozzi et al. 2015; Jaber et al. 2018). Gastrocnemius muscle showed an inverse pattern, with increases in its activity being observed during anterior compared with posterior reaching directions (Earl and Hertel 2001). Tsigkanos and coworkers (2016) found an increased body sway area when tested individuals with chronic low back pain versus healthy controls. Finally, in a more recent investigation, Jaber et al. (2018) found poor performance in anterior reaching distance of a group of individuals with chronic ankle instability, associated with reduced COP displacement and TA activity levels.

These investigations highlight the fact that stability tests performance is associated with different levels of neuromuscular control. However, a clear picture of how the neuromuscular systems implements different muscle-force coordination strategies during such tests may provide a new comprehension of how individuals at high and low risk of injury controls their dynamic balance. Based on the previous exposed, the purpose of this study was to compare dynamic of COP and EMGs activity during the performance of SEBT to find out: (i) whether differences in individuals with high risk or low risk of musculoskeletal injury could be reveal by such measures; and (ii) whether and how the lower limbs exhibiting the best and poorest performance on the tests differs in neuromuscular control. The hypothesis is that individuals with high risk will demonstrate altered postural control in the limb with lower performance when compared to the best performance limb of individuals low risk. This knowledge provided by such investigation

may be helpful in customizing rehabilitation protocols and prevention training programs that specifically target and improve individual's outcomes.

2. Methods

2.1. Participants

Twenty-six individuals (15 males; range values; 19–33 years old, 158–191 cm height, 52–120 kg weight and 18–32 kg/m² of BMI) were recruited by convenience to participate in the study. Most of the subjects ($N=24$, 92% of sample) were classified as moderately-to-highly physically active persons (IPAQ 2005). Subjects were excluded if they reported (i) previous musculoskeletal surgery within the past year; (ii) injury to the lower extremities or low back in the previous six months and (iii) neurological and/or vestibular impairment that could affect maintenance of standing posture and their motor performance. All subjects provided a written informed consent prior to participation.

2.2. Procedure

Initially, subjects were positioned on a mat table and the limb length was measured from the most inferior aspect of each anterior superior iliac spine to the most distal portion of each medial malleolus. Subjects were then asked to stand barefoot over a force-plate, with the most distal aspect of the great toe at a predefined distance from the platform edge and with arms crossed in their chest. While maintaining a single-leg stance, they were asked to reach as far as possible with their other foot in the designated direction of the SEBT (Fig. 1A); for the purposes of the present study, however, only the anterior direction of the test was considered for analysis. The maximal distance achieved was determined as the point where the most distal part of the foot reached on the ruler placed adjacent to the platform (Fig. 1B). The collected data was discarded and the trial started

over if (i) the subject failed to maintain single-leg stance, (ii) lifted or moved the stance foot from the platform, (iii) support their body weight over the reaching foot, (iv) move the arms or failed to return the reaching foot to the starting position, i.e., nearby the stance foot. Before the acquisition, four practiced trials were allowed for each leg, to reduce eventual learning effect (Robinson and Gribble 2008). Acquisition commenced and ceased upon the issuing of an auditory cue. Three trials were applied for each limb and 30 seconds of rest between each attempt was allowed. Due to the short duration of each trial (ranged 5-13 seconds), the fatigue effect was considered minimal (TSIGKANOS et al. 2016).

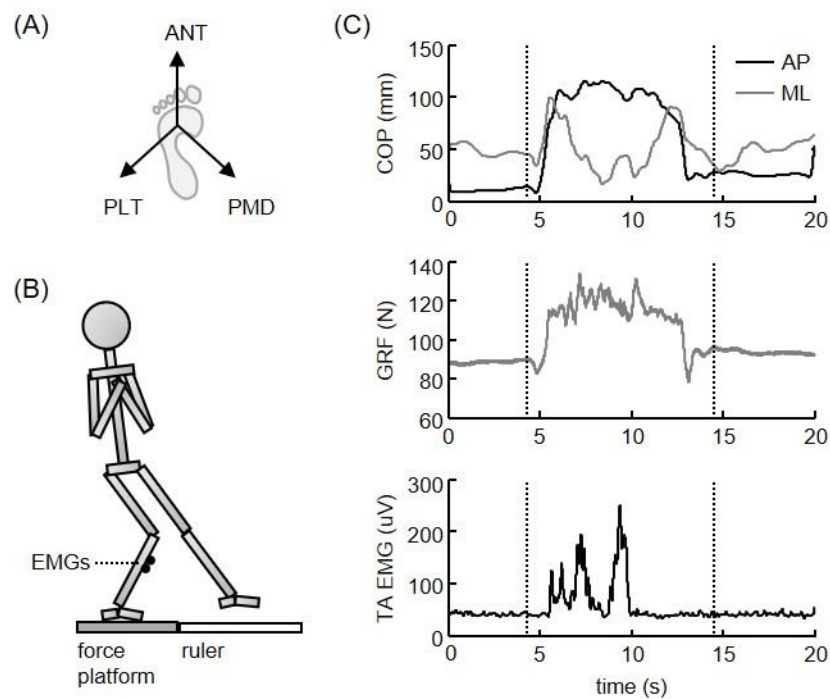


Fig. 1. Schematics of testing procedures, showing (A) the supporting foot and all three reaching directions (ANT, anterior; PMD, posteromedial; PLT, posterolateral) and (B) a illustrative depiction of an anterior reaching test. (C) Data from a representative volunteer (no 1, male, 25 years) during test procedures: *upper panel*, COP displacement in anterior-

posterior (black line) and lateral (gray line) directions; *middle panel*, vertical ground reaction forces (GRF); *lower panel*, EMGs fluctuations of tibialis anterior (TA; black line) and gastrocnemius medialis (GM; gray line) muscles (lower panel); vertical dotted lines in each panel indicates the data window used for analysis.

2.3. Data acquisition

The following acquisitions were obtained for the supported (stance) limb. COP coordinates were calculated from the ground reaction forces measured with a force-plate (AccuSway^{PLUS}, AMTI, USA). Bipolar EMGs were recorded from the TA and GM muscles of the stance limb through a EMG 610C amplifier (band-pass filtered at 10-1000Hz range, amplification factor of 2000; EMG System do Brasil, BRA). Positioning of surface electrodes (Ag/AgCl, 8mm diameter, 20mm inter-electrode center-to-center distance) complied with SENIAM recommendations (Hermens et al. 1999). Briefly, after cleaning the skin with abrasive paste, electrodes were positioned at 1/3 of the distance between the tip of the fibula and the medial malleolus for the TA muscle, and at the most prominent bulge of the gastrocnemius muscle in the direction of the leg, for the medial portion. COP coordinates and EMGs signals were acquired simultaneously through a 16 bits A/D converter (NI-USB 6210, National Instruments, USA), sampled at 1000Hz, and recorded for posterior analyzes.

2.4. Data processing and analysis

Reaching distance was normalized and expressed as a percentage of limb length: the distance achieved in the three trials were averaged and divided by the length of the suspended limb, and then multiplied by 100 (Plinsky et al. 2006).

COP and EMG time series were segmented according to the variations in ground reactions forces acquired by the force platform (Fig. 1C). Such variations indicate changes in subjects' base of support — after raising and repositioning of the foot on the ground —, serving as marker of the start and conclusion of the reaching task (e.g., Doherty et al. 2015); subsequent computations were done in the segmented data vectors.

COP were processed through average removal, low-pass filtering (5Hz Butterworth 2nd order) and were down sampling to 100Hz. COP forward-backward and lateral mean frequency (Prieto et al. 1996) and directional stability index (the square root of the summed variances of the COP position and velocity; Riley et al. 1995) were calculated.

After removal of the average signal and power line noise, EMGs were full-wave rectified and low-pass filtered (5Hz, Butterworth 2nd order). Amplitude changes in EMG were assessed through the coefficient of variation of the linear envelope (COV, standard deviation divided by its mean value; Lemos et al. 2015).

The degree of association between COP displacement and EMG fluctuations was assessed through cross-correlation function analysis. EMG envelopes were down-sampled to 100Hz, and then cross-correlated with COP coordinates in lateral and forward-backward directions. As in previous investigations (Lemos et al., 2015), peak cross-correlation coefficient occurring within a time lag of ± 3 seconds was identified. Greater (negative or positive) coefficients indicate stronger associations between changes in COP coordinates and EMG fluctuations. Data processing was made in Matlab environment (The MathWorks Inc., USA).

2.5. Statistical analyses

The between-limb (left/right) differences observed for the anterior reaching distance was used to classify the volunteers as *high risk* or *low risk* groups, using the well-

established cutoff of $\geq 4\text{cm}$ for *high risk* group (Plinsky et al. 2009; Butler et al. 2013; Smith et al. 2015; Stiffler et al. 2017). Furthermore, for each volunteer of each group, the limb showing the lowest reaching scores was labeled as *low-performance limb* (LPL), while those showing the largest scores was named *high-performance limb* (HPL). The average of the three trials of COP variability (directional stability index) and mean frequency, electromyography fluctuations (COV) and cross-correlation descriptors (timing and maximal coefficients) were used as dependent variables for subsequent analysis.

Mixed-model two-way ANOVAs were applied to check for main effect and interactions between groups (high risk vs. low risk) and limbs (LPL vs. HPL). The eta-squared value (η^2) was used as an effect size measure for ANOVA, being considered small ($0.01 < \eta^2 < 0.06$), moderate ($0.06 < \eta^2 < 0.14$) or large ($\eta^2 > 0.14$; Cohen 1988). In case of significant interactions, appropriate *t*-tests were used, following by Cohen's *d* as an effect size estimate ($d < 0.2$, trivial effect; $0.2 < d < 0.5$, small effect; $0.5 < d < 0.8$, moderate effect; $d > 0.8$ large effect; Laken 2013). Statistical threshold was set at 5%. Statistical analysis was performed in JASP version 0.9 environment (JASP TEAM 2018, Netherlands).

3. Results

3.1. Groups description and test performance

After completed the testing protocol, eight subjects (31%; average difference in anterior reaching distance of 5.2cm) were included in the *high-risk* group while eighteen subjects (69%, average difference in anterior reaching distance of 1.7cm) were included in the *low-risk* group. There was no significant between-groups differences in demographic, anthropometric or physical activity level (Table 1).

Average normalized anterior reaching distance showed significant main effect for limb ($F=133.981$, $P<0.001$, $\eta^2=0.695$) and significant group vs. limb interaction ($F=34.927$, $P<0.001$, $\eta^2=0.181$), but no main effect for group ($F=0.876$, $P=0.358$, $\eta^2=0.035$). Subsequent Welch's t -test for unequal sample sizes reveals a significant between-group difference for the LPL (63 ± 3 vs. $67\pm5\%$, high-risk vs. low-risk, respectively; $t=-2.162$, $P=0.044$, $d=0.860$) but not for HPL (68 ± 4 vs. $68\pm5\%$; $t=0.009$, $P=0.993$, $d=0.004$), highlighting the poorest performance of the LPL in high-risk subjects.

Table 1. Demographic, anthropometric and physical activity level characteristics of the sample, with regard to musculoskeletal risk classification.

	<i>High-risk</i> ($N=8$)	<i>Low-risk</i> ($N=18$)	<i>P-value*</i>
age (years)	27 $\pm$ 4	26 $\pm$ 4	0.895
weight (kg)	74.2 $\pm$ 19.17	73.2 $\pm$ 12.0	0.886
height (m)	1.70 $\pm$ 0.10	1.72 $\pm$ 0.08	0.629
BMI (kg/m ²)	25.2 $\pm$ 3.51	24.5 $\pm$ 3.04	0.619
sex (F/M)	4/4	7/11	0.597
foot dominance (L/R)	2/6	3/15	0.619
IPAQ (H/M/L)	5/2/1	12/5/1	0.828

BMI, body mass index; F, female; M, male; L, left; R, right; H/M/L, high, moderate and low physical activity level, respectively. Data are show as mean $\pm$ SD or frequency. *Welch's t -test (unequal sample sizes) for continuous data and chi-squared test for categorical data.

3.2. Group differences between high-risk and low-risk subjects

ANOVAs reveals posturographic and EMG variables showing main effect for groups and group vs. limb interactions, but not main effect for limbs ($P>0.052$). Those variables showing main effect for groups were maximal cross-correlation coefficient between TA and COP_{AP} ($F=4.421$, $P=0.046$, $\eta^2=0.156$) and temporal shift between GM electrical fluctuations and COP_{ML} displacement ($F=7.528$, $P=0.011$, $\eta^2=0.239$). These variables and effects are showed in Figure 2 and, for simplification purposes, limbs data were pooled so that high-risk ($N=8$) and low-risk ($N=18$) groups could be compared. From Figure 2 it could be observed that, compared with the low-risk group, high-risk subjects exhibited a smaller association between TA fluctuations and COP_{AP} displacement and a higher negative temporal shift between GM activity and COP_{ML} displacement.

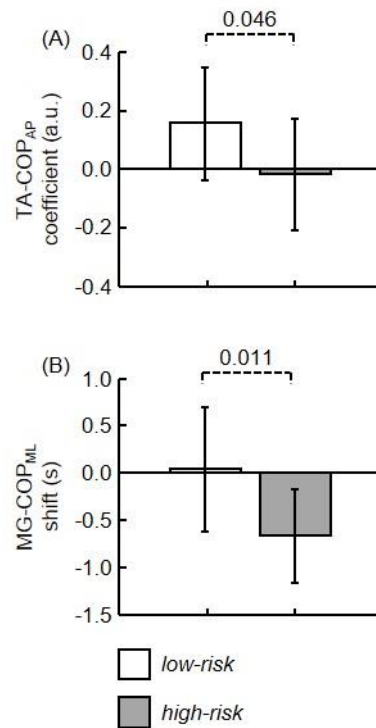


Fig. 2. Group effect (limbs data pooled) on EMG descriptors. Mean $\pm$ SD for high risk (gray bars, $N=8$) and low risk (white bars, $N=18$) groups are showed. (A) maximal cross-

correlation coefficient between TA and COP_{AP}. (B) temporal shift between GM and COP_{ML}. ANOVAs main effects' *P*-value are showed as inset. a.u., arbitrary units.

Additionally, the maximal cross-correlation coefficient between TA and COP_{ML} showed significant groups vs. limbs interaction ($F=7.267$, $P=0.013$, $\eta^2=0.232$), while neither main effect for groups or limbs were found ($P>0.650$). This interaction were investigated with the Welch's *t*-test for unequal sample sizes, and a significant between-group differences were found for the LPL (-0.185 ± 0.235 vs. 0.126 ± 0.344 a.u., high-risk vs. low-risk, respectively; $t=2.-2.680$, $P=0.015$, $d=1.056$) but not for the HPL (0.081 ± 0.264 vs. -0.129 ± 0.406 a.u.; $t=1.571$, $P=0.132$, $d=0.613$)—for the LPL, the high-risk group showed a stronger TA-COP_{ML} *negative* (anti-phase) association, when compared with the low-risk group, which showed a stronger *positive* (in-phase) association between these variables.

Figure 3 showed the EMG and postural sway pattern of the LPL for two representative individuals from low-risk (n° 10, female, 19 years) and high-risk (n° 18, male, 30 years) groups. Note the markedly distinctions in COP_{ML} displacement associated with TA EMG fluctuations in these subjects: while low-risk subject exhibited a quite corresponding leftward COP_{ML} deviation associated with TA activity (Fig. 3, right panel), the high-risk subject showed a large rightward deviation accompanying TA electrical fluctuations (Fig. 3, left panel); altogether, these results highlight the important between-group differences in neuromuscular adjustments during task execution.

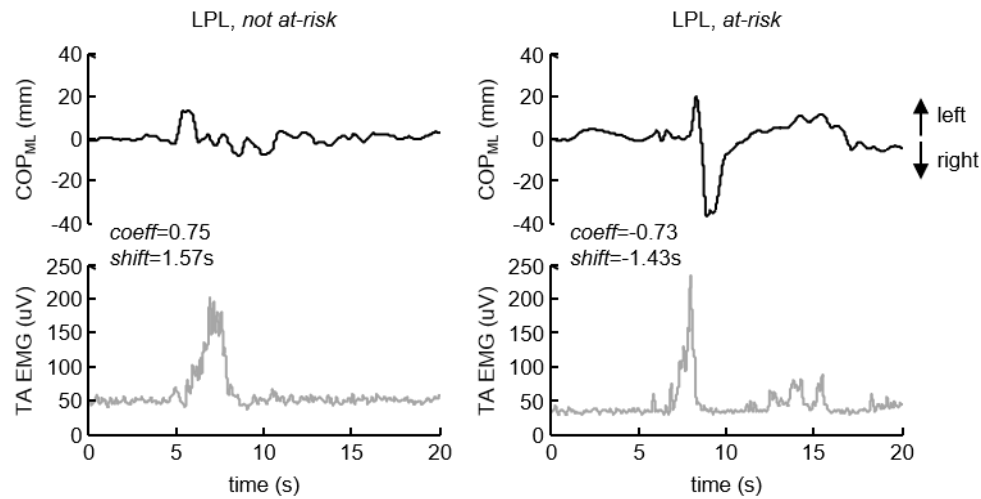


Fig. 3. COP_{ML} displacement (upper panels) and TA EMGs variations (lower panels) during testing procedures. Data from the low performance limb (LPL) of representative subjects from low-risk (female, 19 years) and high-risk (male, 30 years) groups are showed (left and right panels, respectively). Cross-correlations maximal coefficient (*coeff*, in arbitrary units) and temporal *shift* (s) are showed as inset. The directions of COP_{ML} displacement are indicate by vertical arrows.

4. Discussion

The aim of the present study was to compare dynamic of COP and EMGs activity between individuals with high and low risk of lower limb musculoskeletal injury. We used the cut-off of ≥ 4 cm difference between limbs in anterior reaching distance of the SEBT to classify the volunteers for the high-risk group (Plinsky et al. 2009; Butler et al. 2013; Smith et al. 2015; Stiffler et al. 2017). Overall, the poorest performance limb of high-risk group subjects exhibited altered timing of GM muscle activation regarding COP lateral displacement, and marked changes in TA contribution to postural control, with reduced association to forward-backward sway and increased negative relationship to lateral sway. The results demonstrated distinct pattern of muscle activation and postural

control strategies in those with higher risk of incidence of injury. These findings and its implications will be discussed in detail below.

During the performance of the SEBT anterior reach, when individuals unload the reach foot and control the COM over the stance foot, the sagittal and frontal COP shifts are assumed to play different roles: it is expected that antero-posterior shift generate a moment of force that rotates the body forward, and the medio-lateral shift moves the COM towards the stance foot to help unload the reach foot (Halliday et al. 1998). Controlling the COM on a narrow support base imposes a greater demand on the ankle inversion–eversion moment arm (Winter et al. 1996). The muscles TA and GM, although they are well known antagonists in controlling the sagittal COP displacement, they were already reported to promote an inversion torque function and an active stabilization role of lateral sways during ankle disturbance (Winter et al. 1996; Lee and Piazza 2008; Vieira et al. 2010; Lemos et al. 2015). Due to the multi-joint single limb nature of SEBT, it is also expected a greater demand on the hip abduction–adduction moment arm to control the femur as the knee flexes, evidenced by a higher recruitment of gluteus medius during the anterior reach (Norris and Trudelle-Jackson 2011). As the dorsiflexion angle increases, it is possible that the primary role of TA and GM is to control the sagittal COP displacement in an attempting to reach the farthest on the ruler, while ankle inversion–eversion stabilization can be modulated by different muscles. It is supported by Lee and Piazza (2008), who did not find significant effect of ankle dorsiflexion angle on inversion–eversion moment arm for GM and TA at 15° of eversion, 0°, and 20° of inversion. Similarly, we didn't find significant difference or effect, for TA and GM association to lateral perturbation in the HPL in both groups during the performance of the test. It appears that this variability in HPL to control the COM during the test may contribute to a better performance.

The differences in motor control strategies between groups we found were basically in the form of how the central nervous system modulates the activity of GM and TA in the LPL. TA modulation in high-risk individuals demonstrates smaller association with COP sagittal sways than individuals with low injury risk. It must be noted that both group's coefficient was positive (Fig.2A), but the higher values at the low-risk group suggests that TA muscle recruitment corresponds better to COP antero-posterior sways than in subjects in the high-risk group. In addition, the negative cross-correlation coefficient values in the LPL presented by subjects at the high-risk (Fig.3) supports the idea that TA modulation in the frontal plane is associated with changes in COP lateral sways, that is, when there is a burst in TA, the COP shift promotes an inversion torque at the ankle. When subjects in the low-risk group perform the SEBT, the TA burst is not accompanied by a large lateral displacement of the COP, which may suggest that in these individuals, the TA adopts a more stabilizing function of the ankle joint in the lateral direction. Furthermore, the EMGs activity of GM anticipated the COP medio-lateral motions in individuals at high-risk group, which may suggest that these individuals activate the GM in a predictive manner to lateral COP displacement in order to counteract the eversion torque in the ankle (Fig.2B; Vieira et al 2010). Taken together, our results suggest that ankle stabilization strategies to COP lateral sways are different in the LPL between groups.

This overall lack of variability in TA and GM activation to control the coordination of lower limbs in the high-risk group may be considered as an intrinsic predisposing factor that make an individual susceptible to injury (Meeuwisse et al. 2007; Hug and Tucker 2017). It is probable that muscle function in preparation for ankle loading may be more important to injury prevention than reactive muscle reaction time after an inversion perturbation, because most ankle injuries occur within a time interval that is much faster

than that required to prevent the movement occurring (Wikstrom et al. 2006; Duysens et al. 2008; Af Klint et al. 2009). Weaker eccentric inversion strength, for example, is associated with an increased occurrence of ankle injury. It might be expected that the evertors, which assist in controlling inversion moments, would show a deficit in those individuals more prone to injury (Willems et al. 2005a; Willems et al. 2005b; Witchalls et al. 2011). The higher association between TA and COP lateral displacement and the early GM activation in this same direction in individuals in the high-risk group, may suggest a compromised neuromuscular strategy to prevent an ankle inversion torque. This hypothesis agrees with Beynnon et al. (2001), who conducted a pre-season evaluation in athletes of different sports. They reported that athletes who sustained an ankle injury during sports practice, had a delay in TA activation and a gastrocnemius muscle that required less time to react in response to a dorsiflexion perturbation compared to athletes that were not injured. Similarly, the predictive GM recruitment to lateral displacement may be the result of a protective effect on a compromised ankle joint stability, since the stabilization role of TA is not clear in individuals in high-risk group.

This was the first study that reported that exists some particularities in neuromuscular control that can help explain how an individual is susceptible to injury based on his or her SEBT injury status. However, the results of the current study are generalizable only to a healthy population and subjects were not followed prospectively to determine incidence of lower limb injury. The ≥ 4 cm cut-off point is validated in the literature for athletes only, and may not be sensitive to identify individuals at greater risk of musculoskeletal injury in our sample. Also, we didn't evaluate women and men separately and if the effect of any neuromuscular control is gender dependent, it will be obscured in analyses using combined data from men and women. Our results support that some strategies of lower limb injury prevention should involve exercises to improve the

individual's ability to control the COM during dynamic activities that promote an inversion-eversion torque control during increased dorsiflexion.

Conclusions

In summary, there are variations in motor control strategies between individuals that can be observed during the practice of SEBT. However, individuals at injury risk presented an overall pattern of TA and GM muscle activation in the poorest performance limb, which suggests a compromised ankle joint stability in the lateral direction. This features of ankle control could help to explain why these individuals with ≥ 4 cm between limbs difference in anterior reaching distance of the SEBT, are more prone to injury when exposed to demands presented in sports context.

Author Contribution Statement: PS, MC and TL conceived and designed research. PS and CEGC conducted experiments. TL contributed with analytical tools. PS and TL analyzed data and wrote the manuscript. All authors read and approved the manuscript.

Acknowledgments: This study was financed by the Fundação Carlos Chagas Filho de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro (FAPERJ; grant number grant number 210.197/2018) and the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES; finance code 001).

Conflict of interest: The authors declare no competing financial interests.

Ethical approval: All procedures performed in studies involving human participants were in accordance with the ethical standards of the institutional and/or national research

committee (process number 96746618.3.0000.5235) and with the 1964 Helsinki declaration and its later amendments or comparable ethical standards.

References

- Af Klint R, Nielsen J, Sinkjaer T, Grey M (2009) Sudden drop in ground support produces force-related unload response in human overground walking. *J Neurophysiol.* 101(4):1705-12. <https://doi.org/10.1152/jn.91175.2008>
- Basnett C, Hanish M, Wheeler T et al (2013) Ankle dorsiflexion range of motion influences dynamic balance in individuals with chronic ankle instability. *Int J Sports Phys Ther.* 8(2):121-8.
- Beynon B, Renström P, Alosa D et al (2001) Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes. *J Orthop Res.* 19(2):213-20. [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(00\)90004-4](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(00)90004-4)
- Butler R, Lehr M, Fink M, Kiesel K et al (2013) Dynamic balance performance and noncontact lower extremity injury in college football players: an initial study. *Sports Health.* 5(5):417-22. <https://dx.doi.org/10.1177/2F1941738113498703>
- Cohen J (1988) Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2nd ed., New Jersey, Lawrence Erlbaum Associates Publishers.
- Cook G, Burton L, Hoogenboom B et al (2014) Functional movement screening: the use of fundamental movements as an assessment of function - part 1. *Int J Sports Phys Ther.* 9(3):396-409.
- Dallinga J, Benjaminse A, Lemmink K (2012) Which screening tools can predict injury to the lower extremities in team sports?: a systematic review. *Sports Med.* 42(9):791-815. <https://doi.org/10.2165/11632730-000000000-00000>

- Delahunt E, Chawke M, Kelleher J et al (2013) Lower limb kinematics and dynamic postural stability in anterior cruciate ligament-reconstructed female athletes. *J Athl Train.* 48(2):172-85. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.2.05>
- Doherty C, Bleakley C, Hertel J et al (2015) Laboratory measures of postural control during the Star Excursion Balance Test after acute first-time lateral ankle sprain. *J Athl Train* 50(3):651–664. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.1.09>
- Earl J, Hertel J (2001) Lower-extremity muscle activation during the star excursion balance tests. *J Sport Rehabil.* 10(2): 93-104. <https://doi.org/10.1123/jsr.10.2.93>
- Duysens J, Beerepoot V, Veltink P et al (2008) Proprioceptive perturbations of stability during gait. *Neurophysiol Clin.* 38(6):399-410. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.09.010>
- Doherty C, Delahunt E, Caulfield B et al (2014) The incidence and prevalence of ankle sprain injury: a systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies. *Sports Med.* 44(1):123-40. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0102-5>
- Emery C (2003) Risk factors for injury in child and adolescent sport: a systematic review of the literature. *Clin J Sport Med.* 13(4):256-68.
- Gribble P, Hertel J (2003) Considerations for normalizing measures of the star excursion balance test. *Meas Phys Educ Exerc Sci.* 7: 89-100. https://doi.org/10.1207/S15327841MPEE0702_3
- Gribble P, Kelly S, Refshauge K et al (2013) Interrater reliability of the star excursion balance test. *J Athl Train.* 48:621-6. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.3.03>
- Gordon A, Ambegaonkar J, Caswell S (2013) Relationships between core strength, hip external rotator muscle strength, and star excursion balance test performance in female lacrosse players. *Int J Sports Phys Ther.* 8:97-104.

- Halliday S, Winter D, Frank J et al (1998) The initiation of gait in young, elderly, and Parkinson's disease subjects. *Gait Posture*. 8(1):8-14.
- Hartley E, Hoch M, Boling M (2018) Y-balance test performance and BMI are associated with ankle sprain injury in collegiate male athletes. *J Sci Med Sport*. 21(7):676-680.
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.10.014>
- Hertel J, Miller S, Denegar C (2000) Intratester and intertester reliability during the star excursion balance test. *J Sport Rehabil*, 9:104-116.
<https://doi.org/10.1123/jsr.9.2.104>
- Hoch M, Staton G, McKeon P (2011) Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *J Sci Med Sport*. 14:90-2.
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2010.08.001>
- Hsu W, Scholz J, Schöner G (2007) Control and estimation of posture during quiet stance depends on multijoint coordination. *J Neurophysiol*. 97(4):3024-35.
<https://doi.org/10.1152/jn.01142.2006>
- Hug F, Tucker K (2017) Muscle coordination and the development of musculoskeletal disorders. *Exerc Sport Sci Rev*. 45(4):201-208.
<https://doi.org/10.1249/JES.0000000000000122>
- International Physical Activity Questionnaire – IPAQ (2005) Guidelines for data processing and analysis of the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) – short and long forms. <https://sites.google.com/site/theipaq/scoring-protocol> at 2018 October 30.
- Jaber H, Lohman E, Daher N et al (2018) Neuromuscular control of ankle and hip during performance of the star excursion balance test in subjects with and without chronic ankle instability. *PLoS One*. 13:e0201479.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201479>

- Kaeding C, Léger-St-Jean B, Magnussen R. (2017) Epidemiology and diagnosis of anterior cruciate ligament injuries. *Clinics in Sports Medicine*, 36(1), 1–8.
<https://doi.org/10.1016/j.csm.2016.08.001>
- Kinzey S, Armstrong C (1998) The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance. *J Orthop Sports Phys Ther.* 27:356-60.
<https://doi.org/10.2519/jospt.1998.27.5.356>
- Laken D (2013) Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. *Front Psychol.* 4:863.
<https://doi.org/10.3389/fpsyg.2013.00863>
- Lee S, Piazza S (2008) Inversion-eversion moment arms of gastrocnemius and tibialis anterior measured in vivo. *J Biomech.* 41(16):3366-70.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.09.029>
- Meeuwisse W, Tyreman H, Hagel B et al (2007) A dynamic model of etiology in sport injury: the recursive nature of risk and causation. *Clin J Sport Med* 17(3):215-9.
<https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3180592a48>
- McCunn R, Aus der Fünten K et al (2016) Reliability and association with injury of movement screens: a critical review. *Sports Med.* 46: 763-81.
<https://doi.org/10.1007/s40279-015-0453-1>
- Noronha M, França L, Haupenthal A et al (2013) Intrinsic predictive factors for ankle sprain in active university students: a prospective study. *Scand J Med Sci Sports.* 23(5):541-7. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01434.x>
- Norris B, Trudelle-Jackson E (2011) Hip and thigh-muscle activation during the star excursion balance test. *J Sport Rehabil.* 20(4):428-41.
- Peterka R (2002) Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol.* 88(3):1097-118. <https://doi.org/10.1152/jn.2002.88.3.1097>

- Plisky P, Rauh M, Kaminski T et al (2006) Star excursion balance test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *J Orthop Sports Phys Ther.* 36:911-9. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.2244>
- Pozzi F, Moffat M, Gutierrez G (2015) Neuromuscular control during performance of a Dynamic balance task in subjects with and without ankle instability. *Int J Sports Phys Ther.* 10:520-9.
- Preatoni E, Hamill J, Harrison A et al (2013) Movement variability and skills monitoring in sports. *Sports Biomech.* 12(2):69-92. <https://doi.org/10.1080/14763141.2012.738700>
- Prieto T, Myklebust J, Hoffmann R et al (1996) Measures of Postural Steadiness Differences Between Healthy Young and Elderly Adults. *Trans Biomed Engineering* 43(9): 965–66. <https://doi.org/10.1109/10.532130>
- Riley P, Benda B, Gill-Body K et al (1995) Phase plane analysis of stability in quiet standing. *J Rehabil Res Dev.* 32(3):227-35.
- Smith C, Chimera N, Warren M (2015) Association of y balance test reach asymmetry and injury in division I athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 47(1):136-41. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000380>
- Steffen K, Nilstad A, Krosshaug T et al (2017) No association between static and dynamic postural control and ACL injury risk among female elite handball and football players: a prospective study of 838 players. *Br J Sports Med.* 51(4):253-259. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097068>
- Stiffler M, Bell D, Sanfilippo J, Hetzel S et al (2017) Star excursion balance test anterior asymmetry is associated with injury status in division I collegiate athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 47(5):339-346. <https://doi.org/10.2519/jospt.2017.6974>

- Tsigkanos C, Gaskell L, Smirniotou A et al (2016) Static and dynamic balance deficiencies in chronic low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 29:887-893.
<https://doi.org/10.3233/BMR-160721>
- Vieira T, Windhorst U, Merletti R (2010) Is the stabilization of quiet upright stance in humans driven by synchronized modulations of the activity of medial and lateral gastrocnemius muscles? *J Appl Physiol* (1985). 108(1):85-97.
<https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00070.2009>
- Wojtys E (2017) Sports injury prevention. *Sports Health.* 9(2):106-107.
<https://dx.doi.org/10.1177/2F1941738117692555>
- Wikstrom E, Tillman M, Chmielewski T et al (2006) Measurement and evaluation of dynamic joint stability of the knee and ankle after injury. *Sports Med.* 36(5):393-410. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636050-00003>
- Winter D, Prince F, Frank J et al (1996) Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J Neurophysiol.* 75(6):2334-43.
<https://doi.org/10.1152/jn.1996.75.6.2334>
- Willems T, Witvrouw E, Delbaere K et al (2005a) Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in male subjects: a prospective study. *Am J Sports Med.* 33(3):415–23.
<https://doi.org/10.1177/0363546504268137>
- Willems TM, Witvrouw E, Delbaere K et al (2005b) Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in females – a prospective study. *Scand J Med Sci Sports.* 15(5):336–45. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2004.00428.x>
- Winter D (2009) *Biomechanics and motor control of human movement.* 4th ed., New Jersey, John Wiley e Sons.

- Witchalls J, Blanch P, Waddington G (2011) Intrinsic functional deficits associated with increased risk of ankle injuries: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 46(7):515-23. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090137>
- Zamboti C, Silva Junior R, Gobbi et al (2017) Analysis of pain, functional capacity, muscular strength and balance in young women with patellofemoral pain syndrome. *Fisioterapia Em Movimento*, 30(3): 433–441. <http://dx.doi.org/10.1590/1980-5918.030.003.ao01>
- Zemková E (2014) Sport-specific balance. *Sports Med.* 44(5):579-90. <https://dx.doi.org/10.1007%2Fs40279-014-0174-x>

7. CONCLUSÃO

Podemos afirmar que as variações na estratégia de controle motor observada durante a realização de testes dinâmicos de estabilidade postural podem ser o fator-chave para um maior risco de lesão musculoesquelético nos membros inferiores. Especificamente, indivíduos considerados com “alto risco” apresentam um padrão de atividade neuromuscular bastante distinto daquele com “baixo risco”, chamando a atenção para a mudança da relação funcional entre a atividade do músculo tibial anterior e os deslocamentos posturais laterais. Essa mudança, potencialmente associada à menor capacidade de estabilização ativa da articulação do tornozelo, pode ser fator desencadeador de alterações ao longo do membro inferior, e consequentemente de lesões nesse segmento. As causas de tal modificação ainda são desconhecidas, mas podemos considerar que a adoção de movimentos disfuncionais e a má-adaptação às demandas de um sistema neuromuscular / musculoesquelético deficiente pode causar o fortalecimento de conexões córtico-cortical e córtico-motoneuronais inadequadas para a modulação eficaz da atividade das diferentes unidades motoras responsáveis pela regulação de força dos músculos no entorno do tornozelo e, potencialmente, de outras articulações. Podemos considerar então que o (re)aprendizado de padrões de coordenação neuromuscular adequado às demandas do movimento, associados ao treino convencional de força, velocidade e resistência, deve fazer parte de qualquer programa de reabilitação ou de habilitação para a prática de atividades físicas e esporte.

8. REFERÊNCIAS

- BAHR, R. Why screening tests to predict injury do not work — and probably never will: a critical review. *British Journal of Sports Medicine*, vol. 50, n.13, p. 776-80, 2016.
- BASNETT, C. et al. Ankle dorsiflexion range of motion influences dynamic balance in individuals with chronic ankle instability. *International Journal of Sports Physical Therapy*, vol. 8, n. 2, p. 121-8, 2013.
- BAWA, P. JONES, K. Neural control of muscle. In: GANESH, G. Applications, challenges, and advancements in electromyography signal processing. *IGI Global*, p. 1-27, 2014.
- BITTENCOURT, N. et al. Complex systems approach for sports injuries: moving from risk factor identification to injury pattern recognition — narrative review and new concept. *British Journal of Sports Medicine*, vol. 50, n. 21, p. 1309-14, 2016.
- BUTLER, R. et al. Dynamic balance performance and noncontact lower extremity injury in college football players: an initial study. *Sports Health*, vol. 5, n. 5, p. 417-22, 2013.
- CAVANAUGH, J. et al. A nonlinear dynamic approach for evaluating postural control: new directions for the management of sport-related cerebral concussion. *Sports Medicine*, vol. 35, n. 11, p. 935-50, 2005.
- CHIMERA, N. et al. Injury history, sex, and performance on the functional movement screen and Y balance test. *Journal of Athletic Training*, vol. 50, n. 5, p. 475-85, 2015.
- CHIMERA, N. WARREN, M. Use of clinical movement screening tests to predict injury in sport. *World Journal of Orthopedics*, vol. 7, n. 4, p. 202-17, 2016.
- CREATH, R. et al. A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neuroscience Letters*, vol. 377, n. 2, p. 75–80, 2005.

- COOK, G. et al. Functional movement screening: the use of fundamental movements as an assessment of function - part 1. *International Journal Of Sports Physical Therapy*, vol. 9, n. 3, p. 396-409, 2006.
- DALLINGA, J. et al. Which screening tools can predict injury to the lower extremities in team sports? A systematic review. *Sports Medicine*, vol. 42, n. 9, p. 791-815, 2012.
- DELAHUNT, E. et al. Lower limb kinematics and dynamic postural stability in anterior cruciate ligament-reconstructed female athletes. *Journal of Athletic Training*, vol. 48, n. 2, p. 172–85, 2013.
- DE LUCA, C. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 13, n. 2, p. 135-63, 1997.
- DUARTE, M. FREITAS, S. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 14, n. 3, p. 183-92, 2010.
- DONÁ, F. et al. Changes in postural control in patients with Parkinson's disease: a posturographic study. *Physiotherapy*, vol. 102, n. 3, p. 272-9, 2016.
- EARL, J. HERTEL, J. Lower-extremity muscle activation during the star excursion balance tests. *Journal of Sports Rehabilitation*, vol.10, p. 93-104. 2001
- EMERY, C. Risk factors for injury in child and adolescent sport: a systematic review of the literature. *Clinical Journal of Sport Medicine*, vol. 13, n. 4, p. 256–268, 2003.
- ENOKA, R. PEARSON, K. The motor unit and muscle action. In: KANDEL, E. et al. Principles of neural science. McGraw Hill Company, 5ª ed., p.768-89, 2013.
- FERREIRA, A. et al. Aspectos metodológicos da eletromiografia de superfície: considerações sobre os sinais e processamentos para estudo da função neuromuscular. *Revista Brasileira de Ciências e Esporte*. vol. 31, n. 2, p. 11-30, 2010.

- FILIPA, A. et al. Neuromuscular training improves performance on the star excursion balance test in young female athletes. *Journal of Orthopaedic e Sports Physical Therapy*. vol. 40, n.9, p. 551-8, 2010.
- FONG, D. et al. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Medicine*, vol. 37, n. 1, p. 73-94, 2007.
- GATEV, P. et al. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *Journal of Physiology*, vol. 514, n. 3, p.915–28, 1999.
- GEURTS A. et al. Identification of static and dynamic postural instability following traumatic brain injury. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 77, p. 639-44, 1996.
- GORDON, A. et al. Relationships between core strength, hip external rotator muscle strength, and star excursion balance test performance in female lacrosse players. *International Journal of Sports Physical Therapy*, vol. 8, n. 2, p. 97-104, 2013.
- GRIBBLE, P. HERTEL, J. Considerations for normalizing measures of the star excursion balance test. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, vol. 7, n. 2, p. 89-100, 2009.
- GRIBBLE, P. The star excursion balance test as a measurement tool. *Athletic Therapy Today*, vol. 8, n. 2, p. 46-47, 2003.
- GRIBBLE, P. et al. Interrater Reliability of the Star Excursion Balance Test. *Journal of Athletic Training*, vol.48, n. 5, p. 621-26, 2013.
- GRIBBLE, P. et al. Prediction of lateral ankle sprains in football players based on clinical tests and body mass index. *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 44, n. 2, p. 460-7, 2016.

- GRIFFIN, L. et al. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 8, n. 3, p. 141-50, 2000.
- HARTLEY, E. et al. Y-balance test performance and BMI are associated with ankle sprain injury in collegiate male athletes. *Journal of Science and Medicine in Sport*, vol. 21, n.7, p. 676-80, 2018.
- HERMENS, H. et al. European recommendations for surface electromyography: results of the SENIAM project. *Enschede: Roessingh Research and Development*, 1999.
- HERRINGTON, L. et al. A comparison of Star Excursion Balance Test reach distances between ACL deficient patients and asymptomatic controls. *Knee*, vol. 16, n. 2, p. 149-52, 2009.
- HERTEL, J. et al. Intratester and intertester reliability during the star excursion balance test. *Journal of Sport Rehabilitation*, vol. 9, n. 2, p.104-116, 2000.
- HERTEL, J. et al. Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. *Journal of Orthopaedic e Sports Physical Therapy*, vol. 36, n. 3, p. 131-37, 2006.
- HOCH, M, et al. Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *Journal of Science and Medicine in Sport*. vol. 14, n. 1, p. 90-2, 2011.
- HOOTMAN, J. et al. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of Athletic Training*, vol. 42, n. 2, p. 311-9, 2007.
- HORAK, F. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, vol. 35, n. 2, p. ii7–ii11, 2006.

- HORAK, F. NASHNER, M. Central programming of postural movements: adaptation to altered support surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, vol. 55, p. 1369–1381, 1986.
- JABER, H. et al. Neuromuscular control of ankle and hip during performance of the star excursion balance test in subjects with and without chronic ankle instability. *PLOS ONE*, vol. 13, n. 8, p. 1-16, 2018.
- KINZEY, S. ARMSTRONG, C. The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance. *Journal of Orthopaedic e Sports Physical Therapy*, vol. 27, n. 5, p.356-60, 1998.
- KOHN, A. Cross-correlation between EMG and center of gravity during quiet stance: theory and simulations. *Biological Cybernetics*, vol. 93, n. 5, p. 382-88, 2005.
- LEHMANN. T. et al. Single-leg assessment of postural stability after anterior cruciate ligament injury: a systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine - Open*, p. 3:32, 2017.
- LEMOS, T. et al. Modulation of tibialis anterior muscle activity changes with upright stance width. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 25, n. 1, p. 168-74, 2015.
- MAKI, B. et al. Aging and postural control: a comparison of spontaneous and induced sway balance tests. *Journal of the American Geriatrics Society*, vol.38, n. 1, p. 1-9, 1990.
- MASANI, K. et al. Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, vol. 90, n. 6, p. 3774–82, 2003.
- MASINI, B. et al. Epidemiology of isolated meniscus tears in young athletes. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, vol. 3, n. 7, 2015.

- MATTACOLA, C. DWYER, M. Rehabilitation of the ankle after acute sprain or chronic instability. *Journal of Athletic Training*, vol. 37, n. 4, p. 413-29, 2002.
- MCCUNN, R. et al. Reliability and association with injury of movement screens: a critical review. *Sports Medicine*, vol. 46, n. 6, p. 763-81, 2015.
- MCGUINE, T. et al. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, vol. 10, n. 4, p. 239-44, 2000.
- MEEUWISSE, W. et al. A dynamic model of etiology in sport injury: the recursive nature of risk and causation. *Clinical Journal of Sports Medicine*, vol. 17, n. 3, p. 215-9, 2007.
- MESSIER, S. et al. Long-term exercise and its effect on balance in older, osteoarthritic adults: results from the fitness, arthritis, and seniors trial (FAST). *Journal of the American Geriatrics Society*. vol. 48, n. 2, p. 131-8, 2000.
- NESS, B. et al. Clinical observation and analysis of movement quality during performance on the star excursion balance test. *The International Journal of Sports Physical Therapy* vol. 10, n. 2, p. 168 - 77, 2015.
- NEWELL, K. et al. Stochastic processes in postural center-of-pressure profiles. *Experimental Brain Research*, vol. 113, n. 1, p. 158-64, 1997.
- NELSON-WONG, E. et al. Application of autocorrelation and cross-correlation analyses in human movement and rehabilitation research. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, vol. 39, n. 4, p. 287-95, 2009.
- OSHIMA, T. et al. Poor static balance is a novel risk factor for non-contact anterior cruciate ligament injury. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, vol. 3, n.7, 2015.
- ØIESTAD, B. et al. Knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 37, p.1434-43, 2009.
- PAILLARD, T. NOÉ, F. Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. *BioMed Research International*, p. 1-15, 2015.

- PALMIERI, R. et al. Center-of-pressure parameters used in the assessment of postural control. *Journal of Sport Rehabilitation*, vol. 11, p. 51-66, 2002.
- PAVÃO, S. et al. Relationship between static postural control and the level of functional abilities in children with cerebral palsy. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, vol.18, n.4, p. 300–7, 2014.
- PLISKY, P. et al. Star excursion balance test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *Journal of Orthopaedic e Sports Physical Therapy*, vol. 36, n. 12, p. 911 – 19, 2006.
- PLISKY, P. et al. The reliability of an instrumented device for measuring components of the star excursion balance test. *North American Journal Sports Physical Therapy*, vol. 4, n. 2, p. 92-9, 2009.
- PRIETO T, et al. Measures of Postural Steadiness Differences Between Healthy Young and Elderly Adults. *Trans Biomed Engineering*, vol. 43, p. 965–966, 1996.
- ROBINSON, R. GRIBBLE, P. Support for a reduction in the number of trials needed for the star excursion balance test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 89, p. 364 – 70, 2008.
- ROMERO-FRANCO, N. et al. Postural stability and subsequent sports injuries during indoor season of athletes. *Journal of Physical Therapy Science*, vol.26, n. 5, p. 683-87, 2014.
- SCHUBERT, P. KIRCHNER, M. Ellipse area calculations and their applicability in posturography. *Gait e Posture*, vol.39, n.1, p.518–22, 2014.
- SMITH, C. et al. Association of y balance test reach asymmetry and injury in division I athletes. *Medicine e Science in Sports e Exercise*, vol. 47, n. 1, p. 136-41, 2015.
- SOZZI, S. et al. Leg muscle activity during tandem stance and the control of body balance in the frontal plane. *Clinical Neurophysiology*, vol. 124, n. 6, p. 1175-86, 2013.

- STEFFEN, K. et al. No association between static and dynamic postural control and ACL injury risk among female elite handball and football players: a prospective study of 838 players. *British Journal of Sports Medicine*, vol. 51, n. 4, p. 253–59, 2017.
- STIFFLER, M. et al. Star excursion balance test performance varies by sport in healthy division I collegiate athletes. *Journal of Orthopaedic e Sports Physical Therapy*, vol. 45, n. 10, 772–80, 2015.
- STIFFLER, M. et al. Star excursion balance test anterior asymmetry is associated with injury status in division I collegiate athletes. *Journal of Orthopaedic e Sports Physical Therapy*, vol. 29, p. 1 -27, 2017.
- THORPE, J. EBERSOLE, K. Unilateral balance performance in female collegiate soccer athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 22, n. 5, p. 1429-33, 2008.
- TSIGKANOS, C. et al. Static and dynamic balance deficiencies in chronic low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, vol. 29, n. 4, p. 887–93, 2016.
- VIGOTSKY et al. Interpreting signal amplitudes in surface electromyography studies in sport and rehabilitation sciences. *Frontiers in Physiology*, vol. 8, n. 985, p. 1-15, 2018.
- WARNICA, M. et al. The influence of ankle muscle activation on postural sway during quiet stance. *Gait e Posture*, vol. 39, n. 4, p. 1115–21, 2014.
- WIKSTROM, E. et al. Postural control differs between those with and without chronic ankle instability. *Gait e Posture*, vol. 32, n. 1, p. 82-6, 2010.
- WINTER, D. et al. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, vol. 75, n. 6, p. 2334-43, 1996.
- ZAJAC, F. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 17, n. 4, p. 359-411, 1989.

ZHANG, Y. et al. The influence of sensory information on two-component coordination during quiet stance. *Gait & Posture*, vol. 26, n. 2, p. 263–71, 2007.

**ANEXO 1 - QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA –
VERSÃO CURTA IPAQ**

Nome: _____

Data: ____/____/____ **Idade :** ____ **Sexo:** F () M ()

As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física na **ÚLTIMA** semana. Estão inclusas as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são **MUITO** importantes. Por favor responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação!

Para responder as questões lembre que:

- ☐ atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal
- ☐ atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza **por pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez.

1a Em quantos dias da última semana você **CAMINHOU** por **pelo menos 10 minutos contínuos** em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

dias ____ por **SEMANA** () Nenhum

1b Nos dias em que você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou caminhando **por dia**?

horas: _____ Minutos: _____

2a. Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**)

dias _____ por **SEMANA** () Nenhum

2b. Nos dias em que você fez essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos, quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?

horas: _____ Minutos: _____

3a Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

dias _____ por **SEMANA** () Nenhum

3b Nos dias em que você fez essas atividades vigorosas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?

horas: _____ Minutos: _____

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentando durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

4a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de semana**?

_____ horas ____ minutos

4b. Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um **dia de final de semana**?

_____ horas ____ minutos

APÊNDICE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto: Avaliação da estabilidade postural em atletas com e sem deficiência visual e sua relação com o risco de lesão musculoesquelético

Introdução: Tendo em vista o crescimento da participação de deficientes visuais no esporte de alto rendimento, e concomitante a isso, o alto índice de lesões que ocorrem pela prática esportiva observados nesse grupo, faz-se necessário buscar estratégias para proteger esses atletas ao longo da temporada. Como a privação visual tem impacto direto no controle postural dessas pessoas, é importante investigar o comportamento desse grupo durante a execução testes de controle postural para discutir as estratégias de avaliação no esporte que irão beneficiar esses atletas.

Objetivos: As informações contidas neste termo foram elaboradas para obter seu espontâneo consentimento na participação neste estudo que objetiva investigar através de uma avaliação do desempenho de atletas com deficiência visual em testes de estabilidade postural o risco de lesões de membros inferiores.

Procedimentos: Você será solicitado a responder questionários e a ficar sobre uma plataforma de força, apoiando somente com uma perna enquanto tenta alcançar a maior distância possível em 3 direções com a perna suspensa. Você irá realizar os testes enquanto monitoramos a sua atividade muscular com 2 sensores colados na sua perna, um estará na sua canela, e outro na panturrilha. Pode haver a necessidade de raspagem de pelos para melhorar a aderência dos sensores.

Potenciais riscos: Pode ocorrer desequilíbrio e/ou um pouco de cansaço gerado pela manutenção da postura no momento do registro dos sinais da plataforma de força. Para minimizar tal risco haverá um tempo de descanso entre os testes necessário para a sua

recuperação física e a assistência de um examinador que se posicionará próximo ao você no momento dos testes.

Potenciais benefícios: Os benefícios para você incluem o conhecimento de como está se apresentando sua estabilidade postural (equilíbrio) e se há ou não um indicativo de lesão em membros inferiores

Contato: Os resultados dos seus exames estarão disponíveis para você. Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso ao profissional responsável, Pedro Saldanha (CREF:034692-G/RJ) telefone (21) 987527643. Se tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP): Praça das Nações, nº 34 - Bonsucesso, Rio de Janeiro – RJ, telefone (21) 3882-9797 (ramal 2015), e-mail: comitedeetica@unisuam.edu.br. Se desejar desistir do estudo em qualquer momento, você tem toda liberdade de fazê-lo, garantindo que tal desistência não acarretará nenhuma consequência para sua saúde.

Sigilo: As informações a serem recebidas durante o estudo serão analisadas em conjunto com as informações obtidas de outros voluntários, não sendo divulgada a identificação de nenhum participante.

Informações complementares: Tais informações serão utilizadas pelos pesquisadores envolvidos no projeto para fins científicos e não será permitido o acesso a terceiros, garantindo assim proteção contra qualquer tipo de discriminação. Se desejar, você pode ser informado sobre os resultados parciais da pesquisa. Os resultados serão submetidos à publicação em revistas científicas. A única despesa pessoal que terá nesse estudo é a do seu deslocamento até o laboratório onde será feita a análise. Não haverá compensação financeira relacionada à sua participação. Em caso de dano pessoal diretamente causado pelos procedimentos deste estudo, você será encaminhado para atendimento médico em

hospitais da rede pública de saúde. Será disponibilizada a você uma via do Termo de Consentimento Livre Esclarecido.

Declarações: Acredito ter sido suficientemente informado a respeito do estudo acima citado que li ou que foram lidas para mim. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas (a não ser a do deslocamento até o laboratório) e que serei encaminhado ao atendimento médico se necessário, em decorrência desse estudo. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o estudo, sem penalidades, prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido.

Data ____/____/____

Nome / assinatura do participante

Data ____/____/____

Nome / assinatura do pesquisador