

ALTERAÇÕES MUSCULARES NA MARCHA PÓS CIRURGIA PARA SUTURA DE LESÃO MENISCAL DO TIPO “ALÇA DE BALDE”: UM ESTUDO PILOTO

A.R. Rezende, Universidade Federal de Uberlândia, andressa13ebio@gmail.com

C.M. Alves, Universidade Federal de Uberlândia, malves.camille@gmail.com

S.C. Costa, Universidade Federal de Uberlândia, samilac.costa@gmail.com

F.R. Martins, Universidade Federal de Uberlândia, felipe.rmartins@outlook.com

D.P. Salgado, Universidade Federal de Uberlândia, deborapsalgado@gmail.com

E.M. de Santana, Universidade Federal de Uberlândia, profedersantana@gmail.com

G.F. Cyrino, Universidade Federal de Uberlândia, gabrielcyrino@hotmail.com

J.C. Viana, Universidade Federal de Uberlândia, joscorvi@gmail.com

I. M. Oliveira, Universidade Federal de Uberlândia, iraidessfio@yahoo.com.br

E.L.M. Naves, Universidade Federal de Uberlândia, eduardonaves@yahoo.com.br

Resumo. A crescente evolução das pesquisas relacionadas à marcha humana tem se mostrado um precursor essencial do tratamento ou reabilitação para deficiências ou lesões. Estudos da marcha trazem a tona possibilidade de extração de informações concretas e fundamentadas sobre a mesma, sem a existência de investigações superficiais. Este trabalho busca preconizar um estudo aprofundado de indivíduos portadores de lesão pós-trauma ligamentar do joelho, visando compreender como tal lesão pode influenciar na marcha de um indivíduo. Neste contexto, foram coletados sinais de atividade dos músculos inferiores, de maneira a possibilitar a análise da marcha sob diferentes perspectivas. Os resultados mostraram que ativação dos músculos durante um ciclo de marcha entre o lado direito e esquerdo são assimétricas e que essa diferença é menor no grupo controle.

Palavras chave: Marcha Humana, Trauma Ligamentar do Joelho, Eletromiografia.

1. INTRODUÇÃO

A marcha, de acordo com Perry *et al.* (2005), pode ser definida como deslocamento rítmico das partes do corpo humano para movê-lo a frente, mantendo uma postura estável. A marcha pode ser considerada uma tarefa funcional que exige interações complexas além da coordenação das principais articulações do corpo humano, principalmente da extremidade inferior. Esta atividade, envolve o sistema nervoso central e periférico, bem como todo o sistema músculo-esquelético (Mafra, 2012).

Para Dangelo e Fattini (2011), as articulações que realizam a comunicação entre uma extremidade óssea e outra e garantem o movimento do corpo são basicamente sinoviais. As articulações mais importantes são: articulação do joelho, articulação do quadril, articulação do tornozelo e as articulações do pé. Em caso de lesão em qualquer uma dessas articulações, é importante observar que a marcha regular é facilmente comprometida.

A articulação do joelho é comumente afetada, seja pela prática de esportes, acidentes, ou outros fatores, podendo causar danos no menisco. Entre as complicações estão as lesões meniscais instáveis, como em "alça de balde" que se caracteriza por uma lesão aguda da articulação do joelho (Resnick e Kransdorf, 2005), na qual a parte central do menisco forma um fragmento que se desloca em direção à porção central da articulação, na fossa intercondilar (Ververidis *et al.*, 2006). Este fragmento permanece unido ao menisco remanescente pelos cornos anterior e posterior, formando a estrutura "alça de balde" (Wright, Smet e Norris, 1995).

A importância clínica da lesão meniscal em alça de balde se deve ao fato de provocar possivelmente o bloqueio articular (Gomes, 2009), ou seja, o paciente perde a capacidade de movimentar o joelho de forma eficiente no movimento de extensão da perna, comprometendo a marcha normal do indivíduo lesionado.

Sendo assim, o objetivo deste trabalho é realizar uma avaliação biomecânica comparativa da marcha de um indivíduo com lesão do tipo "alça de balde" e de voluntários sem comprometimento na marcha, o que facilita a identificação de características anormais e a recomendação de alternativa de tratamento.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

As coletas experimentais foram realizadas no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física e Fisioterapia – Universidade Federal de Uberlândia (FAEFI – UFU). O procedimento experimental foi explicado detalhadamente para cada participante de acordo com o Comitê de Ética CEP/UFU 414/10. O protocolo de avaliação consiste na captação simultânea dos sinais eletromiográficos, durante realização da marcha. Para este estudo, foram utilizados eletrodos passivos descartáveis e eletromiógrafo wireless EMG830WF da EMGSystem do Brasil.

2.1. Participantes

O estudo envolveu dois grupos distintos: o grupo “A” composto por seis indivíduos hígidos (quatro mulheres e dois homens), com faixa etária de $28 \pm 12,3$ anos, representando o grupo controle, e o grupo “B” composto por um indivíduo, do sexo masculino, diagnosticado com lesão meniscal do joelho tipo alça de balde, 47 anos, representando o objeto de estudo. A Justificativa pela pesquisa envolvendo apenas um indivíduo como representante do grupo “B” se dá em função da dificuldade em identificar voluntários com o mesmo acometimento. Nenhum dos participantes teve histórico de lesão ou procedimento cirúrgico nos membros inferiores. O indivíduo lesionado (grupo B), passou por cirurgia de reconstrução meniscal há 60 dias antes da coleta dos dados e reconstrução ligamentar do LCA (Ligamento Cruzado Anterior) há 13 anos.

2.2. Procedimento experimental

Para a aquisição do sinal eletromiográfico (EMG), foi utilizado o eletromiógrafo sem fio da marca EMGSystem modelo EMG830WF que possui 8 canais diferenciais, todos foram utilizados no estudo. O posicionamento dos eletrodos seguiu as diretrizes propostas pelo SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles), uma ação no Programa de Saúde e Pesquisa Biomédica da União Europeia. O EMG foi coletado dos músculos: Reto Femoral Direito (RFD), Tibial Anterior Direito (TAD), Sóleo Direito (SD), Bíceps Femoral Direito (BFD), Reto Femoral Esquerdo (RFE), Tibial Anterior Esquerdo (TAE), Sóleo Esquerdo (SE), Bíceps Femoral Esquerdo (BFE). Os eletrodos foram posicionados de acordo com a Fig. (1).



Figura 1: Posicionamento dos eletrodos e marcadores.

Para comparar os dados de EMG entre os indivíduos foi necessário obter os valores de CIVM (Contração Isométrica Voluntária Máxima), para esta etapa foram realizadas quatro contrações isométricas por seis segundos, uma para cada músculo, repetidas três vezes, com intervalo de tempo de dois minutos entre cada movimento, coletando o valor de CIVM de cada músculo. Este procedimento foi realizado da mesma forma nos membros inferiores esquerdo e direito, respectivamente. Os indivíduos realizaram contrações máximas com o joelho e pé bloqueados na tentativa de realizar os seguintes movimentos: flexão de joelho, dorsiflexão plantar, extensão do joelho e flexão plantar.

Posteriormente, os indivíduos foram orientados a caminhar sobre uma passarela cinco vezes de forma natural, esse protocolo de coleta se repetiu para todos. A duração total do experimento, para cada indivíduo, foi de aproximadamente uma hora. A fim de sincronizar os dados de cada passada foi utilizado um trigger. No final do protocolo os arquivos coletados foram salvos em formato .txt para que pudessem ser processados e analisados.

2.3. Processamento dos sinais

Os sinais eletromiográficos das coletas e da CIVM foram processados utilizando o software MatLab®. Para retirar possíveis artefatos e limitar o sinal na banda de frequência de interesse, foram aplicados um filtro Notch em 60Hz para eliminar ruídos da rede e um filtro passa-banda Butterworth de quatro polos de 20 a 500Hz por toda a extensão do sinal de coleta e de CIVM.

Após o processo de filtragem, foi feita uma etapa de normalização do sinal, utilizando o método de RMS (Root Mean Square) para transformar a amplitude do sinal original em uma função de porcentagem da ativação muscular.

Para isso, primeiramente foi calculado o RMS da CIVM para cada uma das três amostras e para os oito canais, totalizando 24 valores de RMS, utilizando-se para isso a Eq. (1).

$$RMS = \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f^2(N) \right)^{\frac{1}{2}} \quad (1)$$

Onde:

N : Tamanho do vetor de amostras;

$f(N)$: Valor de amplitude do sinal, dado em Volts.

Em seguida, retirou-se valores muito distintos para um mesmo canal (músculo) e foi feita uma média entre os valores de RMS remanescentes, obtendo os valores de RMS correspondentes para cada músculo. No sinal da coleta, foi calculado o RMS do mesmo através de um filtro de janela móvel, sendo que o tamanho da janela foi . Para cada canal, foi feita a normalização, através da Eq. (2).

$$\%(N) = \left(\frac{RMS_{sinal}(N)}{RMS_{CIVM}} \right) \times 100 \quad (2)$$

Onde:

N : Tamanho do vetor de amostras;

$RMS_{sinal}(N)$: Valor do RMS do sinal de coleta;

RMS_{CIVM} : Valor do RMS da CVM de cada canal;

$\%(N)$: Porcentagem de ativação muscular.

Ao fim da normalização, obteve-se uma forma de onda retificada, ou seja, sem valores negativos. A partir desta, foi utilizado um filtro de média móvel sobre o sinal para obter a curva envelope do mesmo. A Fig. 2 mostra um exemplo das etapas de processamento aplicadas no sinal.

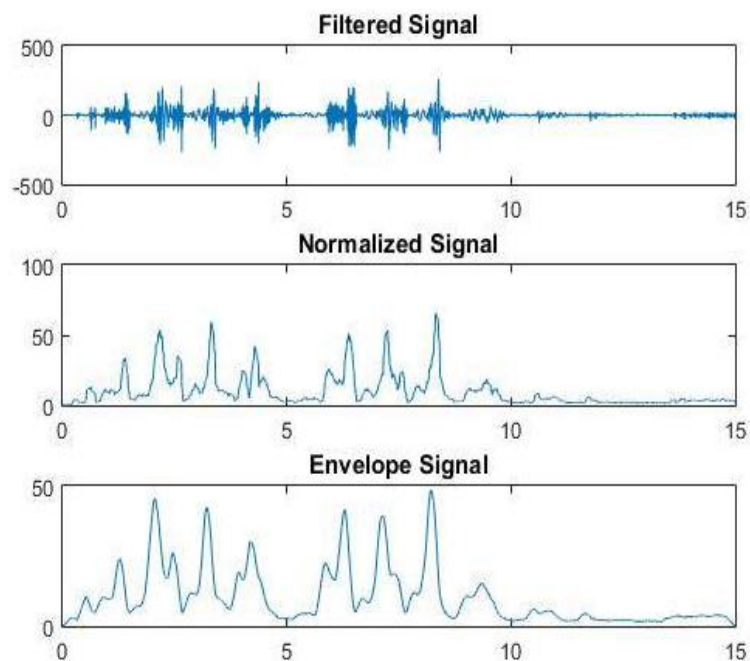


Figura 2: Etapas de processamento aplicadas no sinal EMG.

Tendo em mãos o sinal processado, foram recortados os segmentos correspondente a cada passada, totalizando cinco passos de ida (partindo do ponto inicial até a metade da passarela) e cinco passos de volta (fazendo o percurso contrário).

2.4. Análise dos dados

Os dados normalizados relativos a cada voluntário foram separados em um ciclo completo de marcha e foi calculado a média da porcentagem de ativação de cada músculo. Para estabelecer um padrão de comparação entre os grupos, realizou-se a média por músculo do grupo controle e foi avaliada a diferença de ativação entre os músculos correspondentes das duas pernas.

3. RESULTADOS

Durante a análise dos sinais verificou-se que em alguns indivíduos os canais relativos aos músculos bíceps femoral direito (BFD) e esquerdo (BFE) apresentaram problemas durante a coleta, em consequência disso a ativação muscular durante a marcha superou os valores da CIVM, não condizente com o esperado, sendo assim esses canais não foram considerados na comparação dos dados.

Os sinais de eletromiografia analisados foram extraídos de acordo com o ciclo completo de marcha (começa com ataque de calcanhar do primeiro ciclo e termina com a resposta de carga do segundo ciclo), o tempo que leva um ciclo é relativo a cada pessoa, na Fig. 3 apresenta-se as porcentagens de ativação de todos os músculos de um voluntário do grupo controle e do grupo experimental no tempo (em segundos) em que uma pessoa completa um ciclo.

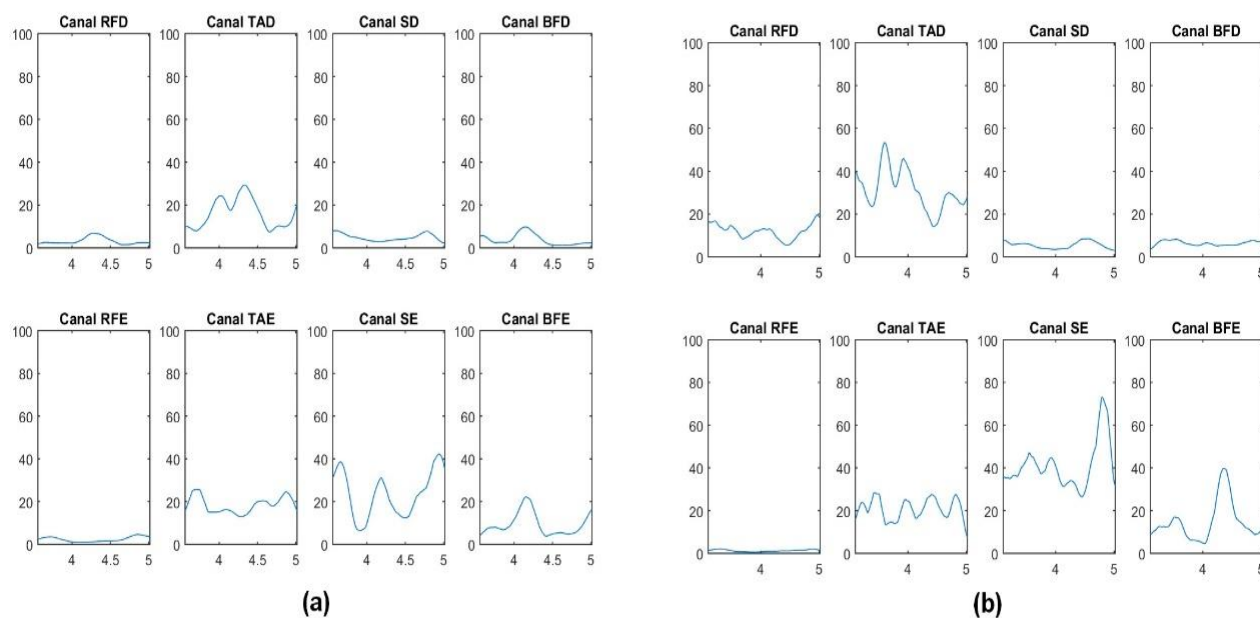


Figura 3: Ativação muscular. (a) Grupo controle (b) Grupo experimental.

Nas Tab. 1, 2 e 3 apresentam-se os resultados referentes às médias da porcentagem de ativação dos indivíduos do grupo controle (GC) e do grupo experimental (GE), juntamente com a diferença entre os músculos do membro inferior direito e esquerdo. Analisando os resultados apresentados nas tabelas é possível perceber que os valores médios do grupo controle possui valores médios menores que o GE e nota-se que as diferenças entre os músculos do lado direito e esquerdo do GC é menor se comparado com a diferença do GE, ou seja, o GE possui uma maior assimetria.

Tabela 1: Valores médios e diferença da porcentagem de ativação do músculo Tibial Anterior, dos grupos controle e experimental

	TAD	TAE	Diferença*
Grupo Controle	19,17	19,79	0,63
Grupo Experimental	31,20	20,89	10,31

*Módulo da diferença entre TAD e TAE, em porcentagem.

Tabela 2: Valores médios e diferença da porcentagem de ativação do músculo Reto Femoral, dos grupos controle e experimental

	RFD	RFE	Diferença*
Grupo Controle	8,72	1,82	6,90
Grupo Experimental	12,00	1,24	10,76

*Módulo da diferença entre RFD e RFE, em porcentagem.

Tabela 3: Valores médios e diferença da porcentagem de ativação do músculo Sóleo, dos grupos controle e experimental

	SD	SE	Diferença*
Grupo Controle	4,63	22,48	17,86
Grupo Experimental	5,51	41,20	35,69

*Módulo da diferença entre SD e SE, em porcentagem.

4. DISCUSSÃO

Com os resultados obtidos neste trabalho foi possível verificar a diferença entre a porcentagem de ativação muscular do grupo controle e experimental. Dentre os músculos analisados, o sóleo foi o que apresentou maior variação entre os dois grupos (17,8%), sendo em ambos o lado esquerdo responsável pela maior ativação. Nos outros dois músculos, tibial anterior e reto femoral, o lado que apresentou maior ativação foi o direito, sendo que no tibial anterior a diferença entre as pernas do grupo controle ficou próxima a 0%, ou seja, neste grupo este músculo foi ativado com a mesma intensidade em ambas as pernas, não havendo compensação significativa, enquanto no grupo experimental esta diferença foi de 10,3%, mostrando que o indivíduo deste grupo ao caminhar compensa a força perdida devido a lesão meniscal, na perna contralateral.

Por desempenharem um importante papel na homeostase do joelho, a integridade dos meniscos se torna essencial para garantir a correta transmissão de carga, absorção de impacto, lubrificação, estabilidade articular e propriocepção. As lesões nos meniscos podem causar dor e incapacidade (Makris, Hadidi e Athanasiou, 2011).

De acordo com Cetik *et al.* (2006), as lesões meniscais em “alça de balde” ocorrem em 10% dos casos, após trauma em pacientes jovens, sendo mais frequente no polo medial e em muitos casos, pode ser associado a ruptura do ligamento cruzado anterior, como evidenciada no presente caso. Outro problema comum causado pela lesão meniscal é bloqueio articular, esse sintoma foi observado no indivíduo do grupo experimental antes de se submeter ao procedimento cirúrgico. O mesmo causava uma sobrecarga postural responsável pela contração isométrica dos músculos do tríceps sural, resultando em uma maior porcentagem de ativação do sóleo esquerdo, como observado nos resultados encontrados.

O tibial anterior é um dos principais músculos envolvidos na marcha humana (Zajac, Neptune e Kautz, 2003), sendo assim após a lesão meniscal, é esperado que esse músculo na perna lesionada tenha uma ativação menor quando comparada com a outra perna, é foi exatamente isso o que se obteve como resultado, mostrando que o indivíduo que sofreu a lesão recompensa o enfraquecimento de um membro no outro.

Apesar dos achados encontrados a partir desta análise, os valores de diferença de ativação encontrados não foram superiores aos do grupo controle como esperado, isso pode ser devido ao fato do indivíduo lesado ser praticante de atividade física e portanto apresentar maior trofismo da musculatura, se comparado a indivíduos sedentários, além do fato de estar fazendo fisioterapia desde o pré operatório imediato, o que pode ter colaborado para sua rápida recuperação e com o pouco comprometimento da sua marcha tendo a ativação muscular como parâmetro. Para uma melhor compreensão do grau de comprometimento da dinâmica da marcha no indivíduo do grupo experimental faz-se necessário complementação com estudos cinemáticos e de determinação de alterações na força de contato com o solo.

5. CONCLUSÃO

Ao final deste projeto, foi identificada uma grande necessidade do uso de um protocolo de pesquisa bem elaborado. Outra necessidade, foi a realização de testes pilotos, na busca de eliminar possíveis falhas durante a execução do experimento (metodologia). Em função de tais falhas, algumas coletas precisaram ser refeitas.

Além dos problemas relacionados ao protocolo, os dados demonstram pouca diferença entre o grupo B e o grupo A, uma vez que o esperado era uma maior compensação durante a marcha do indivíduo lesionado, o que não ocorre, sendo uma das causas possíveis o fato do indivíduo ser praticante de atividade física.

Outra limitação deste estudo foi ter perdido dados importantes, causados por falhas durante a aquisição dos mesmos, além da pequena amostra do grupo B, dificultando a avaliação de variáveis e padrões que ocorrem na marcha, decorrentes da intervenção cirúrgica realizada. Tudo isso, sugere a importância da realização de procedimentos experimentais pilotos para definição de uma metodologia eficaz a ser adotada nos estudos do gênero.

6. REFERÊNCIAS

- CAPPOZZO A, CATANI F, CROCE U. D, LEARDINI A. **Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination**. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1995;10(4):171-8.
- CETIK O, CIRPAR M, EKIOGLU F, USLU M. **Simultaneous bucket handle tear of both medial and lateral menisci of a knee with chronic anterior cruciate ligament deficiency**. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2006;14:356-9.
- DANGELO J. G, FATTINI C. A. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar**, 2011.
- GOMES, Andre Francisco et al. Rotura em. Acta Ortopédica Brasileira, v. 17, n. 4, p.247-249, 2009. FapUNIFESP (SciELO).
- MAFRA, Nuno Rocha. **Análise de Imagem na Avaliação Clínica da Marcha Humana**. 2012. 22 f. Monografia (Especialização) - Curso de Engenharia Mecânica, Universidade do Porto, Porto, 2012.
- MAKRIS E. A, HADIDI P, ATHANASIOU K. A. **The knee meniscus: structure-function, pathophysiology, current repair techniques, and prospects for regeneration**. Biomaterials. 2011;32(30):7411–31.
- PERRY J, 2005; DICHARRY J, 2010; JACOBS A et al. **The normal gait human**, 2004.
- RESNICK D, KRANSDORF M. J. **Internal derangements of joints**, In: Resnick D, Kransdorf MJ, Bone and joint imaging. 3rd ed. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2005. p.945-74.
- SENIAM. **Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles**.
- VERVERIDIS A. N, VERETTAS D. A, KAZAKOS K. J, TILKERIDIS C. E, CHATZIPAPAS C. N. In: **Meniscal bucket handle tears: a retrospective study of arthroscopy and the relation to MRI**. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2006, 14:343-349.
- WRIGHT D. H, DE SMET A. A, NORRIS M. In: **Bucket-handle tears of the medial and lateral menisci of the knee: value of MR imaging in detecting displaced fragments**. AJR Am J Roentgenol 1995, 165:621-625.
- ZAJAC, Felix E.; NEPTUNE, Richard R.; KAUTZ, Steven A.. **Biomechanics and muscle coordination of human walking**. Gait & Posture, v. 17, n. 1, p.1-17, fev. 2003. Elsevier BV.

7. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao CNPq, à CAPES e à FAPEMIG pelo apoio financeiro para esta pesquisa.

8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.