

**CRISTIANE QUEIROZ CARLOS**

**SEQUÊNCIA DE ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS LOMBOPÉLVICOS**

**UBERABA**

**2021**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO TRIÂNGULO MINEIRO**  
**PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

Cristiane Queiroz Carlos

**SEQUÊNCIA DE ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS LOMBOPÉLVICOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física, área de concentração “Educação Física, Esporte e Saúde” (Linha de Pesquisa: Comportamento Motor e Análise do Movimento Humano), da Universidade Federal do Triângulo Mineiro, como requisito parcial para obtenção do título de mestre.

Orientadora: Dr<sup>a</sup>. Luciane Fernanda Rodrigues  
Martinho Fernandes

UBERABA

2021

**Catálogo na fonte:**  
**Biblioteca da Universidade Federal do Triângulo Mineiro**

C28s	<p>Carlos, Cristiane Queiroz Sequência de ativação dos músculos lombopélvicos / Cristiane Queiroz Carlos. -- 2021. 57 p. : il., fig., graf., tab.</p> <p>Dissertação (Mestrado em Educação Física) -- Universidade Federal do Triângulo Mineiro, Uberaba, MG, 2021 Orientadora: Profa. Dra. Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes</p> <p>1. Dor lombar. 2. Coluna vertebral. 3. Contração muscular. 4. Eletromiografia. I. Fernandes, Luciane Fernanda Rodrigues Martinho. II. Universidade Federal do Triângulo Mineiro. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU 616.711</p>
------	--

Cristiane Queiroz Carlos

## **SEQUÊNCIA DE ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS LOMBOPÉLVICOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física, área de concentração “Educação Física, Esporte e Saúde” (Linha de Pesquisa: Comportamento Motor e Análise do Movimento Humano), da Universidade Federal do Triângulo Mineiro, como requisito parcial para obtenção do título de mestre.

Aprovada em 17 de dezembro de 2021.

**BANCA EXAMINADORA:**

---

Dr<sup>a</sup>. Luciane Fernanda Rodrigues Martinho Fernandes – Orientadora  
Universidade Federal do Triângulo Mineiro

---

Dr<sup>a</sup>. Heloyse Uliam Kuriki  
Universidade Federal de Santa Catarina

---

Dr<sup>a</sup>. Andrea Licre Pessina Gasparini  
Universidade Federal do Triângulo Mineiro

## RESUMO

No artigo 1 cujo título é “Mulheres com dor lombar não apresentam um padrão na sequência de ativação dos músculos lombopélvicos que as diferencie de mulheres sem dor lombar” teve como objetivo investigar se existe um padrão na sequência de ativação dos músculos lombopélvicos e se existe diferença no tempo de início da ativação destes músculos entre mulheres com e sem dor lombar crônica. É um estudo transversal realizado com 28 mulheres, 17 mulheres sem dor lombar e 11 com queixa de dor. Os sinais eletromiográficos dos músculos eretores espinhais da coluna, glúteo máximo e bíceps femoral foram coletados durante a realização de 3 repetições do teste. Não foram encontradas diferenças significativas nos valores de onset entre os grupos. Os resultados demonstram que não existe um padrão na sequência de ativação destes músculos. No Artigo 2 intitulado “Avaliação da sequência de ativação dos músculos lombopélvicos em atletas de jiu jitsu sem dor e com dor lombar” teve o objetivo de verificar se existe um padrão na sequência de ativação dos músculos lombopélvicos que diferencie os atletas de jiu jitsu com dor dos atletas sem dor, e também verificar se existe diferença nos tempos de início de ativação muscular (onset) entre esses grupos. Para esse estudo transversal, um total de 13 homens, praticantes de jiu-jitsu, distribuídos em GCDL(n=8) e GSDL (n=5). Nossos resultados no GSDL vão de encontro com o que seria considerado um padrão motor mais eficiente no movimento de extensão do quadril, que seria uma sequência iniciada pelo glúteo máximo, seguido pelos isquiotibiais e finalizado pelos eretores lombares. Nossos resultados mostram que os atletas com dor lombar têm um padrão de ativação muscular que difere de indivíduos sem dor lombar.

Palavras chave: dor lombar, eletromiografia

## ABSTRACT

In article 1 whose title is “Women with low back pain do not present a pattern in the sequence of activation of the lumbopelvic muscles that differentiates them from women without low back pain” aimed to investigate whether there is a pattern in the sequence of activation of the lumbopelvic muscles and if there is a difference in the time of onset of activation of these muscles among women with and without chronic low back pain. It is a cross-sectional study carried out with 28 women, 17 women without low back pain and 11 with pain complaints. Electromyographic signals from the erector spinae muscles, gluteus maximus and biceps femoris were collected during 3 repetitions of the test. No significant differences were found in onset values between groups. The results demonstrate that there is no pattern in the sequence of activation of these muscles. Article 2 entitled “Assessment of the activation sequence of the lumbopelvic muscles in jiu jitsu athletes without pain and with low back pain” aimed to verify if there is a pattern in the activation sequence of the lumbopelvic muscles that differentiates jiu jitsu athletes with pain of athletes without pain, and also to verify if there is a difference in muscle activation onset times (onset) between these groups. For this cross-sectional study, a total of 13 men, practitioners of jiu-jitsu, distributed in GCDL (n=8) and GSDL (n=5). Our results in the GSDL are in agreement with what would be considered a more efficient motor pattern in the hip extension movement, which would be a sequence initiated by the gluteus maximus, followed by the hamstrings and ended by the lumbar erectors. Our results show that athletes with low back pain have a pattern of muscle activation that differs from individuals without low back pain.

Keywords: low back pain, electromyography

## LISTA DE FIGURAS

### Figuras

#### Artigo 1

- 1 Posicionamento da voluntária e dos eletrodos durante a realização do teste.....19
- 2 Sinal eletromiográfico e localização do onset e do offset.....20

#### Artigo 2

- 1 Posicionamento do atleta e dos eletrodos durante a realização do teste.....36
- 2 Sinal eletromiográfico e localização do onset e do offset.....37
- 3 Comparação entre os atletas com dor e sem dor para os valores do tempo do início da ativação muscular.....41
- 4 Comparação entre os atletas com dor e sem dor para os valores do tempo do início da ativação muscular durante a repetição 1 do teste de extensão de perna em posição pronada.42
- 5 Comparação entre os atletas com dor e sem dor para os valores do tempo do início da ativação muscular durante a repetição 2 do teste de extensão de perna em posição pronada.42
- 6 Comparação entre os atletas com dor e sem dor para os valores do tempo do início da ativação muscular durante a repetição 3 do teste de extensão de perna em posição pronada.43

## LISTA DE TABELAS

### Tabelas

#### Artigo 1

1	Análise descritiva das diferentes sequencias de ativação encontradas.....	21
2	Análise descritiva da sequência de ativação em relação à posição de cada músculo.....	22
3	Análise da sequência de ativação em cada repetição.....	23
4	Comparação entre as mulheres com dor e sem dor para os valores do tempo de início da ativação muscular.....	23

#### Artigo 2

1	Frequência das das diferentes sequencias de ativação encontradas no GCDL.....	38
2	Frequência das das diferentes sequencias de ativação encontradas no GSDL.....	39
3	Diferenças para valores de p, média, desvio padrão e intervalo de confiança, comparando GCDL e GSDL .....	40



## SUMÁRIO

<b>1 APRESENTAÇÃO.....</b>	<b>6</b>
<b>2 REFERENCIAL TEÓRICO.....</b>	<b>7</b>
<b>3 ARTIGOS PRODUZIDOS .....</b>	<b>14</b>
3.1 ARTIGO 1.....	14
3.2 ARTIGO 2.....	31
<b>5 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>51</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>51</b>

## 1 APRESENTAÇÃO

Este estudo foi desenvolvido com o GEPMão - Grupo de Ensino e Pesquisa em Biomecânica e Reabilitação da Mão e do Membro Superior e está relacionada ao projeto “guarda-chuva” *Avaliação da sequência de ativação da musculatura lombopélvica após a aplicação de técnicas de analgesia*, aprovado no CEP/UFTM sob o número CAAE: 42991315.9.0000.5154. As coletas foram realizadas no do Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LABCOM) do Departamento de Fisioterapia Aplicada da UFTM.

Este texto de dissertação está dividido em 2 partes: Na parte 1 é apresentado o referencial teórico relacionado ao tema do estudo e na parte 2 são apresentados os estudos, no modelo de artigos. O Artigo 1 tem como objetivo investigar se existe um padrão na sequência de ativação dos músculos lombopélvicos e se existe diferença no tempo de início da ativação destes músculos entre mulheres com e sem dor lombar crônica e foi realizado em 28 mulheres, 17 mulheres sem dor lombar e 11 com queixa de dor. Não foi encontrado um padrão na sequência e no tempo de ativação dos músculos lombopélvicos que fosse capaz de discriminar mulheres com dor e sem dor lombar. O artigo segue nas normas da revista *Physical Therapy in Sports* e está em processo de submissão. O Artigo 2 tem como objetivos verificar se existe um padrão na sequência de ativação dos músculos lombopélvicos que diferencie os atletas de jiu jitsu com dor dos atletas sem dor, e também verificar se existe diferença nos tempos de início de ativação muscular (onset) entre esses grupos. A sequência de ativação muscular da região lombopélvica foi analisada durante a realização do teste de extensão do quadril em posição pronada. O artigo segue o modelo de manuscrito e está apresentado nas normas da ABNT que é a norma do Programa de Pós Graduação em Educação Física da UFTM. Após as considerações da banca será submetido para uma revista da área.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

### DOR E INSTABILIDADE LOMBOPÉLVICA

A dor lombar é uma das principais causas de limitações nas atividades e ausência de trabalho em países ocidentais, gerando importantes consequências e desafios sociais e econômicos (HARVEY; DESCARREAUX, 2013). Por meio de estudos epidemiológicos, Harvey e Descarreaux (2013) relatam que aproximadamente 58-80% da população vai experimentar um episódio de dor lombar, pelo menos, uma vez em sua vida. Segundo Franke et al. (2014) a dor lombar é definida como a dor localizada na região entre a última margem costal e as pregas glúteas. Podendo ser causada por doenças inflamatórias, degenerativas, neoplásicas, defeitos congênitos, debilidade muscular, predisposição reumática, sinais de degeneração da coluna ou dos discos intervertebrais (FERREIRA et al., 2011). Porém, cerca de 85% são classificadas como não-específicas, pois não possui uma doença definitiva que possa ser associada com a condição de dor lombar (HARVEY; DESCARREAUX, 2013).

Em um estudo feito acerca do modelo teórico de estabilidade de Panjabi, Hofman & Gabel (2013) citaram que movimento humano e estabilidade são uma consequência de interações dinâmicas com biopsicossocial do indivíduo, usando o modelo de saúde proposto por Engel (1977), para enfatizar que o ser humano precisa ser reconhecido como um todo, onde fatores biológicos, sociais e psicológicos influenciam em sintomas como a dor. Essa ideia é corroborada por outro autor, que também afirma que os distúrbios da dor lombar crônica devem ser considerados dentro de uma estrutura biopsicossocial (O'SULLIVAN; PETER, 2005). Um estudo associa as dores lombares à mudanças complexas no conjunto de sistemas e não somente à força ou falta dela em um único músculo causaria instabilidade na coluna vertebral podendo gerar dor, no caso o transversos abdominal, como se acreditava anteriormente (HODGES, 2005). Inclusive é sugerido em trabalhos posteriores que a estabilidade pode estar aumentada em pessoas com dor lombar devido ao aumento de atividade de músculos superficiais do tronco (HODGES et al., 2009). Existem dois modelos propostos na literatura para explicar a dor, o Modelo dor-espasmo-dor e o modelo de adaptação à dor. O modelo dor-espasmo-dor, primeiramente proposto, sugere que a teoria da dor, a qual induz a hiperativação da musculatura e esta por sua vez leva a dor, desencadeando o ciclo dor-espasmo-dor (TRAVEL; RINZLER; HERMAN, 1942). Foi feita uma revisão na qual os autores não encontraram provas de que exista mesmo esse ciclo, relatam que a maioria de estudos que evidenciam essa teoria da dor surgiu da tentativa de bloquear a dor através de diminuição dos espasmos, ou buscando relaxamentos musculares

(ROLAND, 1986). Enquanto que em outro modelo proposto, afirmou-se que a amplitude, a força e a velocidade do movimento são reduzidos como estratégia para controle de dor (LUND et al., 1991). Nesse modelo de adaptação à dor, a ativação muscular se altera dependendo do momento, sendo aumentada em antagonistas e reduzida em agonistas, lembrando somente, que os autores colocam agonistas como os músculos que estão encurtados no momento da ativação, e se refere aos antagonistas os músculos que estão se alongando no momento da contração (LUND et al., 1991).

Em um estudo feito em 2003 sobre lombalgia crônica, foram analisados os dois modelos propostos na literatura e citados acima, o modelo dor-espasmo-dor e modelo de adaptação à dor, e foi concluído que pacientes com dor lombar não se enquadravam em nenhum dos modelos quando se tratava de recrutamento muscular (VAN DIEEN; SELEN; CHOLEWICHI, 2003). É explicado no estudo, que as mudanças de recrutamento muscular é muito variável de indivíduo para indivíduo, mas que elas são funcionais, porque visam reduzir e limitar a amplitude de movimento, diminuindo assim o estresse aos tecidos e consequentemente proporcionando estabilidade na coluna vertebral (VAN DIEEN; SELEN; CHOLEWICHI, 2003).

A lombalgia pode ter como causa a instabilidade clínica, que é definida por perda do padrão normal de movimento da coluna vertebral podendo causar dor ou disfunções neurológicas (PANJABI, 1992). A estabilidade da coluna é resultante do trabalho conjunto e equilibrado de três sistemas: passivo, ativo e neural (PANJABI, 1992). O sistema passivo envolve a coluna vertebral (vértebras, discos intervertebrais, articulações e ligamentos) e gera a estabilidade intrínseca (PANJABI, 1992). Os músculos espinhais coordenados promovem a estabilidade dinâmica e constitui o sistema ativo (PANJABI, 1992). O sistema neural que é composto pelos sistemas nervosos central e periférico, que controlam o sistema ativo para garantir a estabilidade dinâmica (PANJABI, 1992). Em pacientes com queixa de dor lombar foi encontrado um aumento da oscilação corporal, o que indica que esse sistema muscular se encontra menos eficiente, sendo assim, incapaz de fornecer estabilidade necessária na coluna, Panjabi acredita que uma certa porcentagem dos pacientes com dor lombar inespecífica, possa ser causada por um baixo controle motor em condições dinâmicas (PANJABI, 2003). Evidências sugerem que interrupções no sistema neuro-muscular podem deixar a coluna lombar vulnerável à instabilidade (CHOLEWICKI, J. AND MC GILL, 1996). E que quando já existe a presença de dor lombar crônica, ela pode vir acompanhada de resultados como perda de condicionamento, perda geral de função, e também alterações do sistema de controle neural que afetaria os padrões de co-contração, comprometendo

também o equilíbrio e postura (O'SULLIVAN et al., 1997). Padrões adequados de ativação muscular são citados como importantes para garantir um funcionamento eficaz da coluna (MCGILL et al., 2003).

O sucesso do tratamento da instabilidade lombopélvica ainda não é claro, e em parte se deve a falta de compreensão acerca da patologia que envolve os padrões musculares em pacientes com dor lombar (SUEHIRO et al., 2015). A compreensão da adaptação do movimento em relação a dor ainda é um pouco limitada e as teorias existentes não explicam todos os contextos clínicos sobre as mudanças de controle de movimento (HODGES, 2001). A diferenciação de indivíduos com dor lombar e indivíduos sem queixa de dor é muito importante na compreensão sobre a dor e alterações de ativação muscular (GUIMARÃES et al., 2010).

#### TESTE DE EXTENSÃO DO QUADRIL

Para avaliar os padrões de contração muscular existe um teste clínico, é chamado de teste de extensão do quadril na posição pronada, ele é realizado com o paciente em decúbito ventral e é pedido ao paciente que levante a perna alternadamente realizando uma extensão do quadril enquanto o examinador faz a palpação (CHATILOW, 2002; LEWIT, 1991). Os músculos avaliados no teste são glúteo máximo, isquiotibiais, eretores espinhais, com o intuito de determinar a ordem com que eles são ativados (CHATILOW, 2002; LEWIT, 1991). Foi sugerido que esse movimento simula movimentos funcionais como a marcha, por isso, seria indicado para a avaliação desses músculos nas atividades diárias de um paciente (JANDA, 1996; SHARMANN, 2002). É considerado um teste confiável para testar a estabilidade lombopélvica (MURPHY et al., 2006). Em pacientes com disfunções lombopélvicas, clinicamente é frequente a observação de uma extensão ou giro excessivo na região durante o teste (SHARMANN, 2002). Esse movimento excessivo da coluna lombar ou a redução do controle de movimento pode induzir a dor em indivíduos que já apresentam dor lombar (O'SULLIVAN, 2005; SHARMANN, 2002).

#### ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

Embora hajam poucos métodos objetivos e confiáveis para avaliar e mensurar os padrões de contração muscular, a eletromiografia de superfície (EMG) pode ser uma ferramenta útil na avaliação da disfunção músculo-esquelético associada a dor lombar inespecífica (ALSCHULER *et al.*, 2009). O sinal eletromiográfico capta e registra o somatório de potenciais de ação que são gerados pelo sistema nervoso central através do

neurônio motor proporcionando assim a contração muscular (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Os eletrodos devem ser posicionados sobre o ponto médio do ventre muscular e entre a zona de inervação e a região tendinosa, longitudinalmente às fibras musculares, com distância limite de 20mm para ter a amplitude da EMGs maximizada, caso contrário, o sinal de EMGs poderá também ter sua morfologia alterada (HERMENS et al, 2000). Para a captação de um bom sinal eletromiográfica é viável que haja baixa impedância, porém todas as formas de matérias apresentam impedância para a transmissão de uma corrente elétrica em especial o tecido gorduroso (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985).

Para a coleta do sinal eletromiográfico no nosso estudo, avaliamos os músculos eretores espinhais da coluna, glúteo máximo e bíceps femoral, foi utilizado um eletromiógrafo de superfície (EMG) de 8 canais (Modelo: EMG830C, EMG System do Brasil Ltda, São José dos Campos, São Paulo, Brasil) que consiste de um condicionador de sinal com filtro passa-banda com frequências de corte de 20–500 Hz, ganho de amplificador de 1000x e taxa de rejeição de modo comum > 100 dB. Todos os dados foram processados usando software específico para aquisição e análise por meio de uma placa de conversão para sinal A/D de 12 bits, frequência de amostragem de 2.000Hz para cada canal e uma faixa de entrada de 5 mV. O procedimento de preparação da pele e de colocação dos eletrodos seguiu as recomendações do SENIAM-*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (<http://www.seniam.org>). Previamente à colocação dos eletrodos, foi realizada a tricotomia dos pelos, abrasão com uma lixa fina e limpeza com álcool. Pares de eletrodos descartáveis, bipolares e autoadesivos de Ag/AgCl foram fixados a uma distância de 2 cm de centro a centro, em paralelo com as fibras musculares. Foi realizada uma coleta em repouso para verificar a presença de ruídos e o valor limite do *Root Mean Square* (RMS), considerando todas as coletas, foi de até 4 mV. Avaliamos a sequência de ativação por meio da localização, do tempo de disparo inicial (onset) de cada músculo avaliado. Os dados brutos foram filtrados por um filtro passa banda (10-950 Hz), na sequência aplicado o filtro Notch para a retirada do ruído e posteriormente localizados a área de processamento e o *onset/offset*. O sinal processado e a localização do *onset e do offset* das três repetições foram utilizadas para avaliação da sequência de ativação dos músculos.

Os padrões de ativação ou ordem de ativação muscular vem sendo estudada há algum tempo através da eletromiografia. Estudos anteriores analisaram o recrutamento muscular durante o teste de extensão em posição pronada, verificando a ordem de disparo muscular (BRUNO; BAGUST, 2006; BRUNO; BAGUST, 2007; GUIMARÃES et al., 2010;

LEHMAN et al., 2004; PIERCE; LEE, 1990; SAKAMOTO, A.C.L et al., 2009; SUEHIRO et al., 2015; TATEUCHI et al., 2012; WATTANANON et al., 2019).

### SEQUÊNCIAS DE ATIVAÇÃO MUSCULAR

Ainda não há consenso na literatura em relação a sequência de ativação dos músculos durante o teste de extensão do quadril na posição pronada. Alguns autores não encontraram um padrão de sequência de ativação em sujeitos sem dor lombar (BRUNO; BAGUST, 2007; LEHMAN et al., 2004; PIERCE; LEE, 1990). Já em outros esse padrão foi observado (BULLOCK-SAXTON; JANDA; BULLOCK, 1994; LEWIS; SHARMANN, 2009; SAKAMOTO, A.C.L et al, 2009; VOGT; BANZER, 1997). Porém alguns analisaram somente músculos extensores de quadril (LEWIS; SHARMANN, 2009; SAKAMOTO, A.C.L et al, 2009). Enquanto outros analisaram também os extensores de tronco (BULLOCK-SAXTON; JANDA; BULLOCK, 1994; VOGT; BANZER, 1997). Segundo Pierce e Lee (1990), os sujeitos com ausência de dor lombar podem utilizar diferentes estratégias musculares durante a extensão ativa do quadril na posição pronada.

Também foi investigado o padrão de ativação muscular comparando indivíduos saudáveis com indivíduos que possuíam dor lombar, alguns encontraram um padrão similar entre os dois grupos (GUIMARÃES et al., 2010; MASSÉ-ALAIRE et al., 2014). Mas também tiveram estudos que não encontraram diferenças significativas entre os grupos evidenciando essa falta de padrão ou ordem de ativação muscular (ARAB et al., 2011; BRUNO; BAGUST, 2007; SUEHIRO et al., 2015; WATTANANON et al., 2019).

O único consenso entre eles foi o glúteo máximo finalizando essa sequência, sugerindo ser um achado normal (GUIMARÃES et al., 2010). No que se refere ao atraso do glúteo máximo em grupos de indivíduos com dor lombar, um estudo sugere que esse atraso na ativação do glúteo máximo está associado aos movimentos anormais da coluna lombar, como extensão, flexão lateral e rotação durante o teste (BRUNO; BAGUST, 2007).

Achados recentes sugerem que as estratégias para a realização do movimento seriam diferentes em pacientes com dor lombar (WATTANANON et al., 2019). Os autores avaliaram o padrão de ativação muscular durante os movimentos lombopélvicos e não encontraram diferenças entre indivíduos com e sem dor lombar porém os indivíduos com dor apresentaram diferenças nos padrões de ativação muscular entre os músculos. Os indivíduos do grupo com dor lombar não específica ativaram mais os eretores espinhais, e menos os multífideos, diferente do que foi apresentado no grupo assintomático (WATTANANON et al., 2019). Esses resultados vão de encontro com os achados de outros

estudos que encontraram uma maior ativação dos eretores espinhais em pacientes com dor ou instabilidade lombar (JUNG et al., 2015; TATEUCHI et al., 2012). Panjabi sugere que essa ativação maior dos eretores espinhais é uma estratégia para redução da força excessiva na coluna lombar (PANJABI, 2003).

Autores sugerem que as mudanças nos padrões de ativação podem ocorrer também em indivíduos assintomáticos, pois essas alterações de padrões de ativação é somente mais um dos vários fatores de risco para disfunções da coluna lombar, portanto não sendo possível definir um padrão ideal, tanto para indivíduos com dor lombar, ou para indivíduos assintomáticos, ficando assim sem um ponto de referência para comparações (GUIMARÃES et al., 2010).

## JIU JITSU

A origem do jiu jitsu é contraditória, pode ter se originado na China, Índia e Japão e é considerada uma das artes marciais mais antigas e completas (BAFFA; JUNIOR, 2002). O sucesso de atletas de jiu jitsu brasileiro em eventos de mistura de artes marciais aumentou significativamente a popularidade do esporte no Brasil na última década (VIDAL ANDREATO et al., 2011). E com isso aumentou também o esforço dos pesquisadores para melhorar a qualidade de respostas físicas e fisiológicas ao treinamento e conseqüentemente a melhora nas competições (ANDREATO et al., 2017). Existe ainda uma escassez de informações a respeito de lesões no jiu jitsu brasileiro. A identificação de fatores predisponentes e sobre a incidência de lesões é de grande valor para profissionais que atuam no esporte (MCCLAIN et al., 2014).

A incidência de lesões no jiu jitsu pé relativamente alta, se deve ao fato de ser uma arte marcial de autodefesa, em que se deve dominar o adversário através de combate direto com golpes de alavancas, torções e submissões para levar o oponente ao chão (KREISWIRTH; MYER. RAUH, 2014). Muitos estudos investigaram somente lesões traumáticas em atletas de artes marciais, e um dos primeiros a investigar uma importante condição musculoesquelética em atletas de jiu jitsu encontrou uma alta prevalência de dor lombar após o início da prática do esporte (REIS et al., 2015). Um dos maiores estudos disponíveis na literatura sobre lesões no jiu jitsu associa as lesões lombares à experiência do atleta, quanto mais experiente ele for, ou seja, quanto mais tempo de treinamento ele tivesse o tipo de lesão se alterava, enquanto os atletas menos experientes apresentavam lesões na cabeça, extremidade superior e cotovelo como as mais comuns, em atletas experientes as lesões lombares eram mais comuns (MORIARTY; CHARNOFF; FELIZ, 2019). Essa



associação entre lesão na coluna lombar e tempo de experiência se deve ao fato de que esse tipo de lesão pode ser devido à exposição cumulativa na coluna lombar aos ciclos de flexão e extensão repetidas vezes e com carga compressiva na coluna, o que ocorre em duas posições muito executadas durante a prática, que são “defesa pela guarda aberta” e “passando pela guarda aberta” (CALLAGHAN; GUNNING; MCGILL, 1998; MORIARTY; CHARNOFF; FELIZ, 2019).

A modalidade, gênero, técnica, intensidade e frequência de treinamento, movimentos repetitivos, gestos esportivos mal executados e volume e intensidade de treino são fatores influenciadores na prevalência de dor lombar no esporte (DREISINGER; NELSON, 1996; PURCELL; MICHELI, 2009). O fato dos atletas normalmente serem mais flexíveis, melhor condicionados e terem o limiar de dor aumentado os difere da população em geral, porque essas características podem ser fatores protetivos à lesões, mas por outro lado, eles demandam muito da coluna lombar e não podem aceitar limitações no seu dia a dia de treinos (LAWRENCE; GREENE; GRAUER, 2006). A região lombopélvica é o local responsável por transferência de cargas entre os membros inferiores e coluna vertebral, pois possuem estruturas consideradas amortecedores e devido ao glúteo máximo estar ligado aos músculos espinhais através da fascia toracolombar (SNIJDERS et al., 1998; VLEEMING et al., 1995). No caso dos atletas de jiu jitsu a coluna lombar é submetida a demandas extremas durante os treinos e competições (LAWRENCE; GREENE; GRAUER, 2006).

Esse tipo de estudo se faz necessário tanto para o treinamento desses atletas, bem como para o tratamento dessas lesões. No que se diz respeito ao treinamento, sabe-se que esses ajustes em movimentos e gestos esportivos são feitos no decorrer de toda carreira do atleta com o intuito de evitar ou diminuir a incidência de lesões. No caso específico de lesões na coluna lombar poderia ser incorporado uma posição como a que eles chamam de “meia guarda”, sendo uma estratégia para evitar receber o peso corporal do parceiro em posição de flexão, expondo menos o atleta a sobrecarga lombar, o que aconteceria se eles usassem a “guarda aberta” (MORIARTY; CHARNOFF; FELIX, 2019).

Essas descobertas são importantes para intervenção terapêutica no tratamento de dor lombar através de exercícios de controle de movimento tanto em grupos de atletas como para indivíduos não atletas, mas estudos futuros ainda se fazem necessários para saber se esse tratamento que visa melhorar padrões de ativação musculares promoverá realmente uma prevenção na recorrência da dor lombar (SUEHIRO et al., 2021).

### **3 ARTIGOS PRODUZIDOS**

#### **3.1 ARTIGO 1**

### **MULHERES COM DOR LOMBAR NÃO APRESENTAM UM PADRÃO NA SEQUÊNCIA DE ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS LOMBOPÉLVICOS QUE AS DIFERENCIE DE MULHERES SEM DOR LOMBAR**

#### **RESUMO**

Uma das causas da dor lombar pode estar diretamente relacionada a instabilidade clínica. A estabilidade é resultado de padrões musculares coordenados. E para avaliar o padrão de ativação muscular é usado o teste de extensão do quadril na posição pronada, que é considerado um teste confiável para testar a estabilidade lombopélvica. O objetivo desse estudo foi investigar se existe um padrão na sequência de ativação dos músculos lombopélvicos e se existe diferença no tempo de início da ativação destes músculos entre mulheres com e sem dor lombar crônica. É um estudo transversal realizado com 28 mulheres, 17 mulheres sem dor lombar e 11 com queixa de dor. Os sinais eletromiográficos foram dos músculos eretores espinhais da coluna, glúteo máximo e bíceps femoral foram coletados durante a realização de 3 repetições do teste. Um total de 22 sequências diferentes foram encontradas, 14 no grupo sem dor lombar (GSDL) e 16 no grupo com dor lombar (GCDL). Apenas 8 sequências foram comuns nos dois grupos. As sequências de ativação dos músculos também foi comparada entre as repetições. número de sequencias diferentes aumentou a cada repetição e o percentual acumulado correspondente a segunda sequência mais prevalente diminuiu. Não foram encontradas diferenças significativas nos valores de onset entre os grupos. Os resultados demonstram que não existe um padrão na sequência de ativação destes músculos.

#### **1 INTRODUÇÃO**

Uma das causas da dor lombar pode estar diretamente relacionada a instabilidade clínica (PANJABI, 2003). A instabilidade mecânica da coluna é definida como a alteração do padrão normal de movimento podendo causar dor ou disfunções neurológicas, e essas consequências são definidas como instabilidade clínica (PANJABI, 1992b, 2003). Segundo Panjabi, quando existe um comprometimento da estabilidade das estruturas da coluna vertebral, o sistema neuromuscular pode fornecer o controle dinâmico através de compensações neuro musculares (PANJABI, 1992b). Essas mesmas compensações do sistema neuro muscular em pacientes com instabilidade lombopélvica foram encontradas em estudos posteriores (HUNGERFORD; GILLEARD; HODGES, 2003; TATEUCHI *et al.*, 2013). Esses achados são importantes, pois as estruturas dessa região são consideradas amortecedores responsáveis por transferência de cargas entre a coluna vertebral e os membros inferiores (SNIJDERS *et al.*, 1998).

A estabilidade é resultado de padrões musculares coordenados (MCGILL *et al.*, 2003). E para avaliar o padrão de ativação muscular é usado um teste clínico, o Prone Hip Extension (PHE) que consiste em avaliar a coordenação dos músculos envolvidos na extensão do quadril em posição pronada e é considerado um teste confiável para testar a estabilidade lombopélvica (MURPHY *et al.*, 2006). Dos estudos que verificaram a ordem de recrutamento em indivíduos saudáveis, alguns não encontraram um padrão consistente na sequência de ativação (BRUNO; BAGUST, 2007a; LEHMAN *et al.*, 2004b; PIERCE; LEE, 1990). Já em outros esse padrão foi observado (BULLOCK-SAXTON; JANDA; BULLOCK, 1994; LEWIS; SAHRMANN, 2009; SAKAMOTO, A. C.L. *et al.*, 2009; VOGT; BANZER, 1997). Porém, o que foi comum nos achados foi a ativação do glúteo máximo como último músculo a ser ativado. Também foi investigado o padrão de ativação muscular comparando indivíduos saudáveis com indivíduos que possuíam dor lombar, alguns encontraram um padrão similar entre os dois grupos (GUIMARÃES *et al.*, 2010b; MASSÉ-ALARIE *et al.*, 2014), mas também tiveram estudos que não encontraram diferenças significativas entre os grupos evidenciando essa falta de padrão ou ordem de ativação muscular (ARAB, AMIR M. *et al.*, 2011b; BRUNO; BAGUST, 2007a; SUEHIRO *et al.*, 2015a; WATTANANON *et al.*, 2019b). Uma das explicações para tantas conclusões contrastantes e a falta de padrão na ordem de ativação muscular, pode estar relacionada a questões metodológicas, músculos avaliados serem diferentes (Lewis and Sahrmann, 2009), forma com que o teste foi realizado e a falta de padronização em relação ao sexo dos participantes do estudo, onde homens e mulheres foram incluídos no mesmo grupo (BRUNO; BAGUST, 2007b; GUIMARÃES *et al.*, 2010b; PIERCE; LEE, 1990; SAKAMOTO, A. C.L. *et al.*, 2009; SUEHIRO *et al.*, 2015b; VOGT; BANZER, 1997).

Porém, uma compreensão maior em relação ao padrão de ativação ainda se faz necessário pois, entender como os músculos lombopélvicos se comportam é fundamental para nortear o tratamento de indivíduos com instabilidade e dor lombar, que inclui restaurar o padrão de movimento normal e conseqüentemente a redução da dor e a melhora da capacidade funcional. Esse estudo visa comparar a sequência de ativação dos músculos lombopélvicos de mulheres, de mesma faixa etária, e ainda comparando os padrões individuais analisando as três repetições de cada mulher. Portanto, o objetivo desse estudo foi investigar se existe um padrão na sequência de ativação dos músculos lombopélvicos e se existe diferença no tempo de início da ativação destes músculos entre mulheres com e sem dor lombar crônica. A hipótese é que mulheres com dor lombar apresentam padrões de sequência de ativação específicos e tempos de ativação diferentes em relação às mulheres

sem queixa de dor lombar.

## 2 METODOLOGIA

### 2.1. PARTICIPANTES

Estudo transversal realizado com 28 mulheres, com idade média de 49 ( $\pm 12,7$ ) anos e não praticantes de atividade física regular (menos de 2 vezes por semana). Deste total, 17 mulheres não apresentavam queixa de dor lombar e 11 com queixa de dor lombar persistente ao longo de um período de pelo menos três meses (12 semanas). Para o grupo com dor (GCDL) a média da intensidade da dor pela EVA foi de 4,9 ( $\pm 3,3$ ) e o score do questionário ODI foi de 36,1% ( $\pm 24,6$ ), caracterizando este grupo com incapacidade moderada para realizar suas atividades.

As mulheres com queixa de dor lombar foram recrutadas no ambulatório de coluna do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Triângulo Mineiro – UFTM, da cidade de Uberaba – MG, Brasil e as mulheres sem queixa de dor foram recrutadas por meio de cartazes divulgados na Universidade e nas redes sociais.

Foram elegíveis para o grupo com dor lombar (GCDL) as mulheres com queixa de dor persistente entre o último arco costal e a prega glútea, há pelo menos de três meses (12 semanas) e escore de dor maior ou igual a 1 na escala visual analógica (0-10 cm). Para o grupo sem dor (GSDL) foram elegíveis mulheres com ausência de dor lombar crônica. Não foram incluídas no estudo mulheres com presença de cirurgia prévia na coluna vertebral, fraturas da coluna vertebral, doenças neurológicas, tumores, osteoporose e artrose avançada; diagnóstico de distúrbio psiquiátrico, déficit cognitivo ou dificuldades de compreensão e comunicação que possa comprometer o uso da eletromiografia.

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, protocolo nº 1.075.067. As voluntárias receberam esclarecimentos sobre o estudo e assinaram o Termo de Consentimento Livre e esclarecido (TCLE), antes da participação no estudo.

### 2.2. AVALIAÇÃO DA INTENSIDADE DA DOR E DA INCAPACIDADE FUNCIONAL

Nas voluntárias com queixa de dor lombar a intensidade da dor foi mensurada pela Escala Visual Analógica (EVA) que é um instrumento amplamente utilizado, de fácil aplicabilidade e compreensão (HJERMSTAD *et al.*, 2011). A EVA fornece dados confiáveis

e válidos sobre a dor em paciente com instabilidade lombopélvica (BROKELMAN *et al.*, 2012). Neste estudo foi utilizada uma régua com uma linha reta medindo 10 cm e cuja extremidade esquerda aponta para a "ausência de dor" e a extremidade direita para a "pior dor possível". No verso dessa régua também estava presente uma reta de 10 cm, com a identificação numérica e uma barra vertical era deslizada para demarcar o ponto da régua correspondente a intensidade da dor (SHEPPEARD *et al.*, 1985).

Para avaliação da incapacidade funcional foi utilizado o Índice de Incapacidade de Oswestry (ODI) que é um instrumento específico que quantifica a incapacidade funcional em indivíduos que apresentam dor lombar. É um questionário confiável e que tem como foco o impacto da dor nas atividades da vida diária. Consiste em dez itens que referenciam o estado funcional do indivíduo e cada item possui seis afirmações. O índice é calculado somando-se o escore total (cada afirmação vale de zero a cinco) e o total equivale à soma dos pontos dos 10 itens. A interpretação é realizada por meio de porcentagem onde 0-20% incapacidade mínima, 21% a 40% incapacidade moderada, 41% a 60% incapacidade severa, 61% a 80% invalidez, 81% a 100% paciente acamado (ADAPTATION *et al.*, 2007).

### 2.3. AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA

Para a coleta do sinal eletromiográfico dos músculos eretores espinhais da coluna, glúteo máximo e bíceps femoral, foi utilizado um eletromiógrafo de superfície (EMG) de 8 canais (Modelo: EMG830C, EMG System do Brasil Ltda, São José dos Campos, São Paulo, Brasil) que consiste de um condicionador de sinal com filtro passa-banda com frequências de corte de 20–500 Hz, ganho de amplificador de 1000x e taxa de rejeição de modo comum > 100 dB. Todos os dados foram processados usando software específico para aquisição e análise por meio de uma placa de conversão para sinal A/D de 12 bits, frequência de amostragem de 2.000Hz para cada canal e uma faixa de entrada de 5 mV.

As voluntárias foram posicionadas em decúbito ventral com os membros superiores ao longo do corpo, quadril e pelve em posição neutra, cabeça posicionada na linha média e pés fora da maca. O membro inferior dominante foi o escolhido para o teste nas voluntárias sem dor ou com dor localizada apenas na região lombar. E para as voluntárias com dor irradiada, o membro inferior do teste foi o do lado da queixa da dor. Nenhuma voluntária apresentou queixa de dor irradiada nos dois membros inferiores. A dominância foi definida pela observação do membro utilizado para subir um degrau.

O procedimento de preparação da pele e de colocação dos eletrodos seguiu as recomendações do SENIAM-*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (<http://www.seniam.org>). Previamente à colocação dos eletrodos, foi realizada a tricotomia dos pelos, abrasão com uma lixa fina e limpeza com álcool. Pares de eletrodos descartáveis, bipolares e autoadesivos de Ag/AgCl foram fixados a uma distância de 2 cm de centro a centro, em paralelo com as fibras musculares. Para os músculos EI e EC os eletrodos foram fixados a uma distância de 2 centímetros do processo espinhoso da primeira vértebra lombar; para o músculo GM os eletrodos foram posicionados no ponto médio da linha entre o grande trocânter do fêmur e a segunda vertebra sacral e para o músculo BF os eletrodos foram posicionados no ponto médio entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia (Figura 1). O eletrodo referência foi posicionado no dorso da mão contralateral ao do membro inferior do teste. Foi realizada uma coleta em repouso para verificar a presença de ruídos e o valor limite do *Root Mean Square* (RMS), considerando todas as coletas, foi de até 4 mV.

Antes do teste de extensão do quadril em posição pronada, as voluntárias foram familiarizadas com a posição e movimento padrão a ser realizado e tiveram tempo suficiente para praticar o movimento até que pudesse ser executado suavemente e na cadência controlada por um comando de voz gravado previamente. Uma barra horizontal foi posicionada próxima à maca, permitindo apenas o movimento de extensão ativa do quadril de 0° a 10° c (Figura 1). Para a realização do teste, todas as voluntárias foram instruídas a “*levantar a perna da maca até encostar o calcanhar na barra, em velocidade normal*”, seguindo um comando de voz gravado previamente. Ao atingir a barra a voluntária permanecia em isometria por 4 segundos e posteriormente retornava para posição inicial. Todas foram instruídas apenas a alcançar a barra ajustável e não a pressionar com o calcâneo. O teste foi realizado 3 vezes e a coleta do sinal eletromiográfico foi realizada durante as 3 repetições.



Figura 1 – Posicionamento da voluntária e dos eletrodos durante a realização do teste. Fonte: Arquivo pessoal

#### 2.4. PROCESSAMENTO DOS DADOS

A sequência de ativação foi avaliada por meio da localização, no sinal eletromiográfico, do tempo de disparo inicial (*onset*) de cada músculo avaliado. Para determinação do tempo do disparo inicial do músculo (*onset*) foi implementada uma função em Matlab® (MathWorks, Inc., Natick, MA) que compara a atividade de regiões de referência com as demais regiões do sinal. Para isso, aplicou-se um método conhecido como *Empirical Mode Decomposition (EMD)* para filtragem do sinal, eliminando do mesmo as características existentes na região de referência. Após isso, calculou-se a envoltória do sinal resultante, pela Transformada Hilbert (TH). O tempo de disparo (*Onset*) do sinal foi então calculado comparando os valores da envoltória com valor de limiar definido em termos dos desvios padrão da atividade EMG do sinal filtrado pela EMD. A rotina recebe como parâmetros: o sinal EMG bruto, sua frequência de amostragem e um intervalo de tempo (T0-T1) indicando uma região do sinal sem atividade EMG (ANDRADE; NASUTO; KYBERD, 2007).

Os dados brutos foram filtrados por um filtro passa banda (10-950 Hz), na sequência aplicado o filtro Notch para a retirada do ruído e posteriormente localizados a área de processamento e o *onset/offset*. O sinal processado e a localização do *onset e do offset* das três repetições estão demonstrados na Figura 2. As três repetições do teste foram utilizadas para avaliação da sequência de ativação dos músculos.

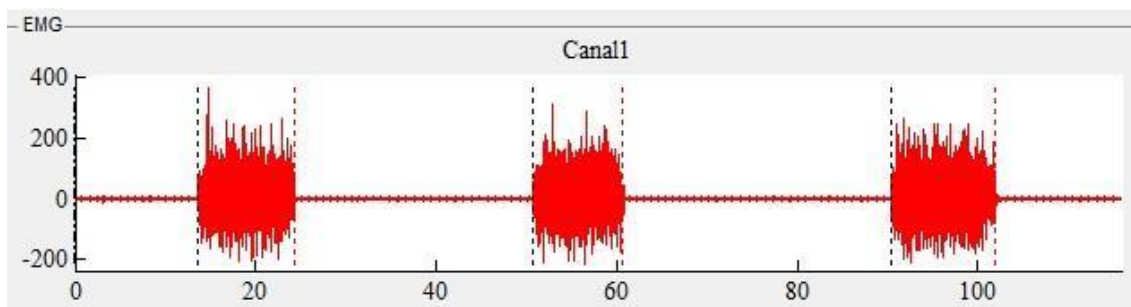


Figura 2 – Sinal eletromiográfico e localização do *onset* e do *offset*.

## 2.5. ANÁLISE ESTATÍSTICA

O valor correspondente ao tempo do início da ativação (Onset), das três repetições, de cada voluntária, foi utilizado para a análise da sequência de ativação e para a comparação do tempo de ativação de cada músculo entre as mulheres com dor e sem dor.

Para análise do padrão da sequência de ativação foram identificadas: a) as diferenças sequências de ativação, nas três repetições de cada voluntária de ambos os grupos; b) a posição de cada músculo na sequência de ativação e c) a comparação entre as sequências em cada repetição. Nesta análise descritiva foram utilizadas a frequência absoluta, a frequência relativa e a frequência relativa acumulada.

Para análise do tempo de início de cada músculo, os dados do onset foram submetidos ao teste de Normalidade de Shapiro-Wilk e na sequência ao Teste T de *Student* para amostras independentes, considerando o nível de significância de 5%.

## 3 RESULTADOS

### 3.1 PADRÃO DA SEQUÊNCIA DE ATIVAÇÃO

#### a) Análise das sequências de ativação

Para cada voluntária foram realizadas 3 repetições de cada teste, totalizando 84 repetições do teste de extensão do quadril na posição pronada. Deste total, 51 repetições foram do GSDL e 33 repetições do GCDL.

Um total de 22 diferentes sequências foram encontradas, considerando todas as mulheres. Quando analisados os grupos separadamente, 14 diferentes sequências foram encontradas no GSDL e 16 no GCDL. Apenas 8 sequências foram comuns nos dois grupos. As frequências absolutas e relativas, de cada sequência encontrada, estão apresentadas na Tabela 1



Tabela 1 – Análise descritiva das diferentes sequências de ativação encontradas

Sequência de ativação	Número de repetições			Frequência relativa [%]			Frequência relativa Acumulada [%]		
	GSDL	GCDL	Total	GSDL	GCDL	Total	GSDL	GCDL	Total
BF-EC-EI-GM	22	9	31	43,1	27,3	36,9	43,1	27,3	36,9
BF-EI-EC-GM	9	4	13	17,6	12,1	15,5	60,8	39,4	52,4
BF-GM-EI-EC	3	3	6	5,9	9,1	7,1	66,7	48,5	54,8
EC-BF-EI-GM	3	2	5	5,9	6,1	6,0	72,5	54,5	59,5
BF-EI-GM-EC	2	2	4	3,9	6,1	4,8	76,5	60,6	60,7
EI-BF-EC-GM	2	1	3	3,9	3,0	3,6	80,4	63,6	64,3
BF-EC=EI-GM	2	1	3	3,9	3,0	3,6	84,3	66,7	71,4
BF-EC-GM-EI	2	0	2	3,9	0,0	2,4	88,2	66,7	72,6
BF-GM-EC=EI	1	1	2	2,0	3,0	2,4	90,2	69,7	78,6
BF=EI-GM-EC	0	2	2	0,0	6,1	2,4	90,2	75,8	79,8
GM-BF=EC-EI	0	2	2	0,0	6,1	2,4	90,2	81,8	83,3
EC-EI-BF-GM	1	0	1	2,0	0,0	1,2	92,2	81,8	84,5
BF-EI-EC=GM	1	0	1	2,0	0,0	1,2	94,1	81,8	85,7
EI-EC-BF-GM	1	0	1	2,0	0,0	1,2	96,1	81,8	88,1
BF-EI=GM-EC	1	0	1	2,0	0,0	1,2	98,0	81,8	89,3
EC-BF-GM-EI	1	0	1	2,0	0,0	1,2	100,0	81,8	90,5
EI-GM-BF-EC	0	1	1	0,0	3,0	1,2	100,0	84,8	92,8
EI-GM-EC-BF	0	1	1	0,0	3,0	1,2	100,0	87,9	94,1
BF-EC=EI=GM	0	1	1	0,0	3,0	1,2	100,0	90,9	96,4
EI-BF-GM-EC	0	1	1	0,0	3,0	1,2	100,0	93,9	97,6
BF-EC=GM-EI	0	1	1	0,0	3,0	1,2	100,0	97,0	98,8
BF-EC-EI=GM	0	1	1	0,0	3,0	1,2	100,0	100,0	100
<b>Total</b>	<b>51</b>	<b>33</b>	<b>84</b>	<b>100</b>	<b>100</b>	<b>100</b>			

GSDL= Grupo sem dor lombar; CCDL = Grupo com dor lombar;

Considerando todas as mulheres avaliadas, as duas sequencias mais prevalentes corresponderam a 52,4% do total das repetições. No grupo das mulheres sem dor, as duas sequências mais prevalentes corresponderam a 60,8% do total de repetições, enquanto que no grupo das mulheres com dor o total de 60,6% foi obtido apenas na quinta sequência

#### b) Posição de cada músculo na sequência de ativação

A frequência com que cada músculo se tornou ativo na primeira, segunda, terceira e quarta posições da sequência de ativação, está apresentado na Tabela 2. Foi encontrada uma posição de ativação desses músculos, diferente da considerada “normal”, teorizada por Janda

para este teste. Os músculos mais prevalentes que corresponderam a primeira, segunda, terceira e quarta posições foram o BF-EC-EI-GM respectivamente, tanto no GSDL quanto para no GCDL e também quando consideradas todas as mulheres (Tabela 2).

Tabela 2 – Análise descritiva da sequência de ativação em relação à posição de cada músculo.

Posição	Sequência	Número de repetições			Frequência relativa [%]		
		GSDL (n=51)	GCDL (n=33)	Total (n=84)	GSDL (n=51)	GCDL (n=33)	Total (n=84)
1º	BF	43	23	66	84,3	69,7	78,6
	EC	5	2	7	9,8	6,1	8,3
	EI	3	4	7	5,9	12,1	8,3
	GM*	0	2	2	0	6,1	2,4
	2 ou mais	0	2	2	0	6,1	2,4
2º	EC	25	10	35	49,0	30,3	41,7
	EI	13	6	19	25,5	18,2	22,6
	BF*	6	4	10	11,8	12,1	11,9
	GM	4	6	10	7,8	18,2	11,9
	2 ou mais	3	7	10	5,9	21,2	11,9
3º	EI	28	14	42	54,9	42,4	50,0
	EC*	11	6	17	21,6	18,2	20,2
	GM	5	5	10	9,8	15,2	11,9
	BF	2	1	3	3,9	3,0	3,6
	2 ou mais	5	7	12	9,8	21,2	14,3
4º	GM	40	17	57	78,4	51,5	67,9
	EC	6	9	15	11,8	27,3	17,9
	EI*	3	3	6	5,9	9,1	7,1
	BF	0	1	1	0	3,0	1,2
	2 ou mais	2	3	5	3,9	9,1	6,0

GSDL= Grupo sem dor lombar; CCDL = Grupo com dor lombar; EC = eretores espinhais contralaterais, EI = músculos eretores espinhais ipsilaterais, GM = glúteo máximo; \*Sequencia de ativação proposta por Janda GM-BF-EC-EI; no item 2 ou mais, o tempo de ativação (onset) foi o mesmo para dois ou mais músculos.

### c) Sequência de ativação nas 3 repetições

Para análise da sequência de ativação nas três repetições foram considerados o número total de sequências diferentes em cada repetição, para cada grupo e a frequência relativa acumulada, considerando a segunda sequencia mais prevalente. Podemos observar

que o número de sequências diferentes aumenta a cada repetição e o percentual acumulado correspondente a segunda sequência mais prevalente diminui (Tabela 3).

Tabela 3 – Análise descritiva da sequência de ativação em cada repetição.

	Número total de sequências diferentes			Frequência relativa acumulada na segunda sequência mais prevalente [%]		
	GSDL	GCDL	Total	SDL	CDL	Total
Repetição 1	3	6	7	94,1%	66,7%	82,1%
Repetição 2	7	8	9	64,7%	45,5%	50%
Repetição 3	12	9	16	23,5%	36,4%	25%

GSDL= Grupo sem dor lombar; CCDL = Grupo com dor lombar;

### 3.2. DIFERENÇAS ENTRE OS GRUPOS PARA OS TEMPOS DO ONSET

Os valores do onset de cada músculo, em cada repetição, foram comparados entre as mulheres sem e com dor e não foram encontradas diferenças significativas entre as mulheres com dor e sem dor (Tabela 4).

Tabela 4 - Comparação entre as mulheres com dor e sem dor para os valores do tempo do início da ativação muscular.

Repetição	Músculo	Onset [ms]		P value
		GSDL (n=17)	GCDL (n=11)	
1	BF	11,75 ( $\pm 3,04$ )	11,47 ( $\pm 2,19$ )	0,795
	EC	11,86 ( $\pm 3,05$ )	11,58 ( $\pm 2,20$ )	0,792
	EI	11,87 ( $\pm 3,05$ )	11,51 ( $\pm 2,22$ )	0,744
	GM	11,94 ( $\pm 3,07$ )	11,62 ( $\pm 2,21$ )	0,767
2	BF	48,88 ( $\pm 3,00$ )	48,51 ( $\pm 2,19$ )	0,729
	EC	48,97 ( $\pm 3,02$ )	48,54 ( $\pm 2,21$ )	0,691
	EI	48,96 ( $\pm 3,02$ )	48,58 ( $\pm 2,16$ )	0,727
	GM	49,04 ( $\pm 3,03$ )	48,61 ( $\pm 2,12$ )	0,688
3	BF	88,54 ( $\pm 3,00$ )	88,17 ( $\pm 2,16$ )	0,725
	EC	89,16 ( $\pm 3,40$ )	88,29 ( $\pm 2,14$ )	0,459

EI	88,62 ( $\pm 3,05$ )	88,24 ( $\pm 2,15$ )	0,726
GM	88,69 ( $\pm 3,03$ )	88,30 ( $\pm 2,14$ )	0,716

GSDL= Grupo sem dor lombar; CCDL = Grupo com dor lombar; BF = bíceps femoral; EC = eretores espinhais contralaterais, EI = músculos eretores espinhais ipsilaterais, GM = glúteo máximo; Teste de Normalidade de *Shapiro-Wilk*; Teste T de *Student* para amostras independentes. Teste de *Levene* para igualdade das variâncias. Diferenças significativas para  $P < 0,05$ ;

#### 4 DISCUSSÃO

Neste estudo não encontramos um padrão de sequência de ativação dos músculos lombopélvicos no teste de extensão do quadril em posição pronada, tanto para as mulheres com dor, quanto para as mulheres sem dor. Um achado interessante foi o aumento do número de sequências diferentes a cada repetição do teste, evidenciando que existe também uma variabilidade na sequência de ativação das mulheres individualmente. Em relação ao tempo de início de ativação dos músculos bíceps femoral, eretores espinhais e glúteo máximo não foram encontradas diferenças estatísticas entre as mulheres, constatando que essa variável não foi capaz de discriminar mulheres sem dor ou com dor.

#### PADRÃO DAS SEQUÊNCIAS DE ATIVAÇÃO

Por meio da análise dos dados do onset, este estudo encontrou uma variabilidade na sequência de ativação muscular das mulheres avaliadas. Foram encontradas 14 sequências diferentes de ativação dos músculos lombopélvicos para as mulheres sem dor e 16 para as mulheres com dor, evidenciando a ausência de um padrão de ativação muscular, tanto no grupo de mulheres com dor, como no grupo de mulheres sem dor. Apesar do grande número de sequências diferentes a sequência de ativação iniciada pelo bíceps femoral, seguida pelo eretor espinhal contra lateral, eretor espinhal ipsilateral e finalizada pelo glúteo máximo (BF-EC-EI-GM) apareceu 22 vezes (43,1%) nas mulheres sem dor e 9 (27,34%) nas mulheres com dor. Essa mesma sequência apareceu em alguns estudos que compararam indivíduos com dor com indivíduos sem dor (BRUNO; BAGUST, 2007a). E também em um estudo que avaliou somente indivíduos sem dor lombar (LEHMAN *et al.*, 2004c). Porém um achado intrigante foi a inversão dos eretores da coluna em alguns deles, o eretor espinhal ipsilateral se ativando antes do eretor contra lateral (BRUNO; BAGUST, 2006). E em um dos estudos com essa mesma sequência, houve essa diferenciação dos eretores quando compararam os dois grupos, sendo que no grupo dor o eretor ipsilateral se ativou antes do eretor contralateral, e já no grupo sem dor a sequência foi a mesma encontrada no presente estudo (GUIMARÃES *et al.*, 2010a). Mas a falta de significância na diferença de tempos de

ativação desses músculos nos leva a crer que o achado mais importante em todos esses estudos seria mesmo o atraso do glúteo em relação aos outros músculos (GUIMARÃES *et al.*, 2010a).

Considerando as 24 sequências possíveis para a ordem dos músculos, do total de 84 repetições realizadas em nosso estudo, encontramos 22 sequências de ativação diferentes. Destas, 14 sequências foram encontradas para as mulheres sem dor e 16 para as mulheres com dor (apenas 8 sequências foram iguais nos dois grupos), não caracterizando um padrão de ativação em nenhum dos dois grupos. Bruno and Bagust (2007), encontraram 20 sequências diferentes no grupo de indivíduos sem dor em 300 repetições. Desta forma a variabilidade intra-sujeitos ou intra-grupos não diminui com o aumento da amostra ou das repetições. Bruno and Bagust (2007) encontraram uma maior semelhança na ordem de ativação no grupo de indivíduos com dor, que usaram somente 8 das 24 possíveis ordens de ativações diferentes, enquanto o grupo sem dor utilizou 20 das 24 possíveis ordens. Porém no nosso estudo essa semelhança foi verificada somente durante a primeira repetição no grupo de mulheres com dor, encontrando mais sequências repetidas. Bruno and Bagust (2007) citam esses resultados como um mecanismo de proteção que pode estar sendo usado por indivíduos com dor lombar para evitar mais danos aos tecidos ou dor na região lombar.

Estudos anteriores investigaram o padrão de ativação muscular em grupos de indivíduos saudáveis comparando com indivíduos com dor lombar, também não encontraram um padrão na sequência de ativação (ARAB, AMIR M. *et al.*, 2011b; BRUNO; BAGUST, 2007a; GUIMARÃES *et al.*, 2010a; MASSÉ-ALARIE *et al.*, 2014; SUEHIRO *et al.*, 2015a; WATTANANON *et al.*, 2019a). Porém todos esses resultados nos deixam sem um parâmetro para comparações devido a limitações encontradas em relação a amostra, que não foi homogênea, sendo constituída de mulheres e homens nos mesmos grupos (BRUNO; BAGUST, 2006; BRUNO; BAGUST, 2007a; GUIMARÃES *et al.*, 2010a; SUEHIRO *et al.*, 2015). O único achado comum entre eles e os estudos que analisaram somente indivíduos saudáveis, foi o aparecimento do glúteo máximo como último músculo a ser ativado (BRUNO; BAGUST, 2007a; BULLOCK-SAXTON; JANDA; BULLOCK, 1994; LEHMAN *et al.*, 2004c; LEWIS; SAHRMANN, 2009; PIERCE; LEE, 1990; SAKAMOTO, A. C.L. *et al.*, 2009; VOGT; BANZER, 1997). Dificultando assim, a definição de um padrão ideal de ativação muscular e também a diferenciação desses indivíduos, mas sugerindo ser um achado normal (GUIMARÃES *et al.*, 2010b). A sequência considerada “normal” por Janda (1996) e Jull and Janda (1987), é glúteo, isquiotibiais, eretores da coluna contralaterais e eretores da coluna ipsilaterais. Essa ordem dita como

“normal” é baseada na ideia de que um atraso na ativação do glúteo máximo causaria um maior estresse a coluna e esse seria um padrão motor mais eficiente para se alcançar a extensão de quadril (JANDA, 1996; JULL; JANDA, 1987).

No nosso estudo essa sequência foi encontrada somente 1 vez durante as 84 repetições, e nas 8 sequências que foram mais frequentes nos dois grupos, o glúteo máximo foi o último a se tornar ativo em cinco delas. Bruno and Bagust (2006; 2007) reforçam esses achados, em um deles, a sequência “normal” apareceu somente 1 vez dentro das 300 repetições, e no outro, essa sequência não foi usada nenhuma vez em 310 repetições, sendo que nos dois artigos, o glúteo máximo também apareceu finalizando a sequência em todas as 6 ordens mais frequentes. Entretanto, como evidenciado no nosso estudo e nos estudos de Arab et al. (2011), Bruno and Bagust (2006), Bruno and Bagust (2007), Guimarães et al. (2010), Lehman et al. (2004), Massé Alaire et al. (2014), Pierce and Lee (1990), Suehiro et al. (2015) e Wattananon et al. (2019), essa ordem de ativação “normal” parece não existir para este movimento. Tanto em indivíduos com dor e sem dor lombar, os músculos da perna e da coluna avaliados nos estudos, ativam antes do glúteo, com diferenças nos tempos de ativação muito pequenas entre eles, e isso pode ser explicado pela tentativa de estabilização da coluna e joelho, antes da extensão do quadril (BRUNO; BAGUST, 2007a; HOSSAIN; NOKES, 2005; HUNGERFORD; GILLEARD; HODGES, 2003).

## TEMPO DE ATIVAÇÃO

Não foi encontrada diferença significativa nos valores de onset de cada músculo entre as mulheres com dor e sem dor, dessa forma o tempo de ativação dos músculos também não foi um parâmetro para diferenciar estes grupos. (GUIMARÃES *et al.*, 2010a; SUEHIRO *et al.*, 2015a).

Entretanto, na comparação intragrupo dos tempos de ativação, Arab et al. (2011) encontraram diferenças significativas, como aumento de atividade eletromiográfica dos eretores da coluna no grupo dor, e relatam também que mesmo as diferenças não tendo sido significativas, nos músculos isquiotibiais e glúteo também foram maiores em mulheres com dor. Guimarães et al. (2010) relataram o aumento da latência do glúteo máximo no grupo dor quando comparado ao grupo sem dor. E Bruno and Bagust (2007) que sugeriram que o atraso do glúteo máximo está atrasado nos indivíduos do grupo dor.

Essas diferenças nos tempos de ativação podem estar relacionados aos movimentos lombopélvicos durante o teste de extensão em prono (SUEHIRO *et al.*, 2015a). Bruno and Bagust (2007) sugeriram que os movimentos como rotação, extensão e flexão lateral da

coluna lombar, tanto em indivíduos com dor e indivíduos sem dor, podem estar associados ao atraso no início da atividade do glúteo. Algumas explicações para tantos resultados contrastantes são que os indivíduos sem dor lombar são capazes de utilizar diferentes estratégias musculares durante o teste de extensão do quadril em prono para alcançar o movimento (PIERCE; LEE, 1990). Bem como, alcançar a estabilidade lombopélvica recrutando a musculatura estabilizadora antecipando os movimentos da extremidade inferior (SUEHIRO *et al.*, 2015a). Uma dessas estratégias seria antecipar a ativação dos eretores da coluna para estabilizar o tronco e controlar a pelve durante o levantamento do membro inferior (JUNG *et al.*, 2015; TATEUCHI *et al.*, 2012a; VOGT; BANZER, 1997; WATTANANON *et al.*, 2019a). Uma outra estratégia seria o aumento nos movimentos da região lombopélvica devido a alterações do equilíbrio muscular entre os músculos do quadril e tronco, e esse aumento da lordose lombar ocorre principalmente em indivíduos sem dor lombar, quando comparados ao grupo com dor (ARAB, AMIR MASSOUD *et al.*, 2017; LAIRD *et al.*, 2014; TATEUCHI *et al.*, 2012a).

A estabilidade da articulação sacroilíaca durante atividades como a marcha podem ser causadas pela diminuição de ativação do glúteo máximo, o que poderia gerar dor (HOSSAIN; NOKES, 2005). Porém, as alterações em padrões de ativação representam somente um dentre os diversos fatores de risco para as disfunções da coluna lombar, inclusive podendo ser encontradas em indivíduos sem dor, e assim dificultando a diferenciação entre os grupos (GUIMARÃES *et al.*, 2010a). Podemos considerar também que em nosso estudo os participantes não apresentaram um alto grau de limitação verificado pelo ODI e nem dores limitantes conferido pelo EVA, pode ser o motivo de não ficarem evidentes alterações nos parâmetros de ativação muscular entre os grupos (GUIMARÃES *et al.*, 2010a). As possíveis explicações para as diferenças nas conclusões incluem questões metodológicas, como número de músculos avaliados, como a velocidade em que o exercício foi executado e o sexo dos participantes incluídos no estudo (LEWIS; SAHRMANN, 2009). Ficando mais uma vez comprovado, que pelo fato de não se ter encontrado diferenças significativas no teste de extensão do quadril em prono, esse não é um teste capaz, por si só, de discriminar indivíduos com e sem dor lombar como era sugerido anteriormente (LEHMAN *et al.*, 2004c). E também pelo fato de não se ter uma definição de uma ordem de ativação para se usar como referência nas comparações, podemos supor, que essa ordem varia de características individuais e podendo ser diferente nos indivíduos (GUIMARÃES *et al.*, 2010a).

## CONCLUSÃO

Os resultados do nosso estudo afirmam que não existe um padrão na sequência de ativação. Também não encontramos diferença no tempo de ativação dos músculos lombopélvicos que seja capaz de discriminar mulheres com dor e sem dor lombar crônica. Podemos concluir também, que não existe um padrão de ativação muscular nem mesmo no próprio indivíduo, pois a cada repetição do teste realizado pela mesma mulher, as sequencias não se repetiam.

## AGRADECIMENTOS

Os pesquisadores gostariam de agradecer à Universidade Federal do Triângulo Mineiro e a CAPES pelo apoio a este ensaio. E também às alunas Débora Garcia Oliveira, Emilly Cristina Rodrigues e Marcela da Silva Carvalho pela colaboração no trabalho.

## REFERÊNCIAS

- ANDRADE, Adriano O; NASUTO, Slawomir J; KYBERD, Peter. Extraction of motor unit action potentials from electromyographic signals through generative topographic mapping. v. 344, p. 154–179, 2007.
- ARAB, Amir M. *et al.* Altered muscular activation during prone hip extension in women with and without low back pain. *Chiropractic and Manual Therapies*, v. 19, n. 1, p. 18, 2011a. Disponível em: <<http://chiromt.com/content/19/1/18>>.
- ARAB, Amir Massoud *et al.* Lumbar lordosis in prone position and prone hip extension test: comparison between subjects with and without low back pain. *Chiropractic & Manual Therapies*, v. 25, n. 1, p. 8, 16 dez. 2017. Disponível em: <<http://chiromt.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12998-017-0139-x>>. Acesso em: 21 nov. 2019.
- BROKELMAN, Roy B.G. *et al.* The validation of the visual analogue scale for patient satisfaction after total hip arthroplasty. *European Orthopaedics and Traumatology*, v. 3, n. 2, p. 101–105, 2012.
- BRUNO, Paul A.; BAGUST, Jeff. An investigation into motor pattern differences used during prone hip extension between subjects with and without low back pain. *Clinical Chiropractic*, v. 10, n. 2, p. 68–80, 2007a.
- BRUNO, Paul A.; BAGUST, Jeff. An investigation into the within-subject and between-subject consistency of motor patterns used during prone hip extension in subjects without low back pain. *Clinical Chiropractic*, v. 9, n. 1, p. 11–20, 2006.



BULLOCK-SAXTON, J. E.; JANDA, V.; BULLOCK, M. I. The influence of ankle sprain injury on muscle activation during hip extension. *International Journal of Sports Medicine*, v. 15, n. 6, p. 330–334, 1994.

CHANCE-LARSEN, Kenneth; LITTLEWOOD, Chris; GARTH, Andrew. Prone hip extension with lower abdominal hollowing improves the relative timing of gluteus maximus activation in relation to biceps femoris. *Manual Therapy*, v. 15, n. 1, p. 61–65, fev. 2010.

FAIRBANK, Jeremy C. T.; Pynset, Paul B., 2000. Questionário de Deficiência da Dor Lombar Oswestry. *Coluna*, v. 25, n. 22, p. 2940–2953.

GUIMARÃES, Cristiano Q. *et al.* Atividade eletromiográfica durante o movimento de extensão do quadril em prono não discrimina indivíduos com dor lombar. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 14, n. 4, p. 351–357, 2010a.

HJERMSTAD, Marianne Jensen *et al.* Studies comparing numerical rating scales, verbal rating scales, and visual analogue scales for assessment of pain intensity in adults: A systematic literature review. *Journal of Pain and Symptom Management*, v. 41, n. 6, p. 1073–1093, 2011. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jpainsymman.2010.08.016>>.

HOSSAIN, M.; NOKES, L. D.M. A model of dynamic sacro-iliac joint instability from malrecruitment of gluteus maximus and biceps femoris muscles resulting in low back pain. *Medical Hypotheses*, v. 65, n. 2, p. 278–281, 2005.

HUNGERFORD, Barbara; GILLEARD, Wendy; HODGES, Paul. Evidence of Altered Lumbopelvic Muscle Recruitment in the Pr... : Spine. *Exercise Physiology and Physical Exam*, v. 28, n. 14, p. 1593–1600, 2003.

JANDA V. *Evaluation of muscular imbalance*. In: Liebensohn C, editor. *Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 1996. P.97-112.

JULL G, JANDA V. Muscles and motor control in low back pain: assessment and management. In: Twomey L, Taylor J, editors. *Physical therapy of the low back*. New York: Churchill Livingstone; 1987. P. 253-78.

JUNG, Hee Seok *et al.* EMG activity and force during prone hip extension in individuals with lumbar segmental instability. *Manual Therapy*, v. 20, n. 3, p. 440–444, 1 jun. 2015.

LAIRD, Robert A *et al.* Laird et al (2014) - Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain a systematic review and meta.pdf. p. 1–13, 2014.

LEHMAN, Gregory J. *et al.* Muscle recruitment patterns during the prone leg extension. *BMC Musculoskeletal Disorders*, v. 5, p. 1–5, 10 fev. 2004.

LEWIS, Cara L.; SAHRMANN, Shirley A. Muscle activation and movement patterns during prone hip extension exercise in women. *Journal of Athletic Training*, v. 44, n. 3, p. 238–248, 2009.

MASSÉ-ALARIE, Hugo *et al.* Task-specificity of bilateral anticipatory activation of the

- deep abdominal muscles in healthy and chronic low back pain populations. *Gait and Posture*, v. 41, n. 2, p. 440–447, 2014.
- MCGILL, Stuart M. *et al.* Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 4, p. 353–359, 2003.
- MURPHY, Donald R. *et al.* Interexaminer Reliability of the Hip Extension Test for Suspected Impaired Motor Control of the Lumbar Spine. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, v. 29, n. 5, p. 374–377, jun. 2006.
- PANJABI, Manohar M. Clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 4, p. 371–379, ago. 2003.
- PANJABI, Manohar M. The stabilizing system of the spine: Part I. function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, v. 5, n. 4, p. 383–389, 1992a.
- PIERCE, M. N.; LEE, W. A. Muscle firing order during active prone hip extension. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 12, n. 1, p. 2–9, 1990.
- SAKAMOTO, A. C.L. *et al.* Gluteus maximus and semitendinosus activation during active prone hip extension exercises. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 13, n. 4, p. 335–342, 2009.
- SHEPPEARD, H *et al.* *The visual analogue scale: its use in pain measurement* RheumdoLngY. p. 145–148, 1985.
- SNIJDERS, Chris J. *et al.* EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: Validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 8, n. 4, p. 205–214, ago. 1998.
- SUEHIRO, Tadanobu *et al.* Individuals with chronic low back pain demonstrate delayed onset of the back muscle activity during prone hip extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 25, n. 4, p. 675–680, 1 ago. 2015b.
- TATEUCHI, Hiroshige *et al.* Balance of hip and trunk muscle activity is associated with increased anterior pelvic tilt during prone hip extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 22, n. 3, p. 391–397, 2012a. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.03.003>>.
- TATEUCHI, Hiroshige *et al.* Pelvic instability and trunk and hip muscle recruitment patterns in patients with total hip arthroplasty. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 23, n. 1, p. 151–158, 2013. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.08.005>>.
- VOGT, Lutz; BANZER, W. Dynamic testing of the motor stereotype in prone hip extension from neutral position. *Clinical Biomechanics*, v. 12, n. 2, p. 122–127, mar. 1997.
- VON ELM E. The Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) Statement: Guidelines for reporting observational studies. *International Journal of Surgery*, v. 12, p. 1495–1499, 2014.
- WATTANANON, Peemongkon *et al.* Lumbar Multifidus and Erector Spinae Muscle

Synergies in Patients with Nonspecific Low Back Pain During Prone Hip Extension: A Cross-sectional Study. *PM and R*, 2019a.

#### **4 CONSIDERAÇÕES FINAIS**

Considerando a alta variabilidade observada no estudo e em estudos anteriores durante o teste de extensão em prono, podemos entender que um padrão de ativação nesses músculos que diferencie os indivíduos com dor e sem dor lombar possa não existir, e inclusive nem mesmo um padrão no próprio indivíduo.

#### **3.2 ARTIGO 2**

### **AVALIAÇÃO DA SEQUÊNCIA DE ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS LOMBOPÉLVICOS EM ATLETAS DE JIU JITSU SEM DOR E COM DOR LOMBAR**

#### **RESUMO**

Menos comum do que na população em geral, a dor lombar acomete aproximadamente 30% dos atletas. As lesões lombares em atletas são associadas à experiência, e se deve ao fato de que esse tipo de lesão pode ser devido à exposição cumulativa na coluna lombar por repetidas vezes e com carga compressiva na coluna. O objetivo desse estudo é verificar se existe um padrão na sequência de ativação dos músculos lombopélvicos que diferencie os atletas de jiu jitsu com dor dos atletas sem dor, e também verificar se existe diferença nos tempos de início de ativação muscular (onset) entre esses grupos. Para esse estudo transversal, um total de 13 homens, praticantes de jiu-jitsu, distribuídos em GCDL(n=8) e GSDL (n=5). Para cada atleta foram realizadas 3 repetições do teste de extensão do quadril em posição pronada, totalizando 39 repetições do teste de extensão do quadril na posição pronada. Deste total, 24 repetições foram do GCDL 15 repetições do GSDL. Foram utilizados os valores de tempo do início da ativação muscular (onset) de cada atleta e em cada uma das três repetições para a análise da sequência de ativação muscular e para a comparação entre os grupos. Das 15 sequências encontradas no GCDL, verificamos uma sequência aparecendo 6 vezes, BF-EI-EC-GM e das 11 sequências encontradas no GSDL, a mais prevalente foi GM-BF-EC-EI, aparecendo 5 vezes. Foram encontradas diferenças significativas de onset entre os grupos em todos os músculos. Nossos resultados no GSDL vão de encontro com o que seria considerado um padrão motor mais eficiente no movimento de extensão do quadril, que seria uma sequência iniciada pelo glúteo máximo, seguido pelos isquiotibiais e finalizado pelos eretores lombares. Nossos resultados mostram que os atletas com dor lombar têm um padrão de ativação muscular que difere de indivíduos sem dor lombar.

#### **1 INTRODUÇÃO**

Além de ser um problema músculo esquelético significativo no mundo, a dor lombar pode ocorrer em diferentes atividades esportivas e em vários níveis de experiência (MANCHIKANTI, 2000; VOS et al., 2012). Menos comum do que na população em geral, a dor nas costas acomete aproximadamente 30% dos atletas (VIDEMAN et al., 1995). A dor lombar no esporte pode estar ligada a um trauma específico, ou o que seria mais comum, ser resultado de microtraumas repetidos, e alguns fatores podem aumentar a incidência da dor nos atletas, como lesões lombares anteriores, anos de exposição, condicionamento ineficaz, amplitude de movimento diminuída, técnicas de gestos esportivos mal executados, aumentos de volume e intensidade de treinos de forma abrupta e cargas excessivas e movimentos repetitivos (LAWRENCE; GREENE; GRAUER, 2006; WILSON et al., 2020; PURCELL; MICHELLI, 2009). Entre os praticantes de jiu jitsu a prevalência de lesões é muito alta, atingindo 9 entre 10 praticantes, e comumente durante o treinamento (PETRISOR et al., 2019). Um dos maiores estudos disponíveis na literatura sobre lesões no jiu jitsu associa as lesões lombares à experiência do atleta, essa associação entre lesão na coluna lombar e tempo de experiência se deve ao fato de que esse tipo de lesão pode ser devido à exposição cumulativa na coluna lombar aos ciclos de flexão e extensão repetidas vezes e com carga compressiva na coluna (CALLAGHAN; GUNNING; MCGILL, 1998; MORIARTY; CHARNOFF; FELIX, 2019).

É feita uma associação entre dor lombar e mudanças complexas nos conjuntos de sistemas como causa de instabilidade na coluna podendo gerar dor (HODGES, 2008). Os sistemas que mantem a estabilidade da região lombopélvica, segundo Panjabi (1992) são: coluna vertebral, incluindo vértebras, discos intervertebrais, ligamentos e articulações (sistema passivo), musculatura espinhal (sistema ativo) e sistema nervoso central e periférico (sistema neural) (PANJABI, 1992). Interrupções nesse sistema aumentam a vulnerabilidade da coluna lombar à apresentar instabilidade e com isso pode resultar em padrões musculares descoordenados (CHOLEWICKI, J AND MCGILL, 1996; MC GILL et al, 2003). O desequilíbrio muscular lombopélvico pode ser a causa de um controle neuromuscular prejudicado do tronco que se apresenta na forma de padrões “anormais” de movimento (WATTNANON et al., 2019). O interesse em compreender o padrão motor vem aumentando nos últimos anos, muito se deve ao fato de estudos concluírem que indivíduos com dor lombar apresentam a coordenação e o padrão da ativação muscular diferente dos indivíduos sem dor (LAIRD; KENT; KEATING, 2012; SUEHIRO et al., 2021). O teste utilizado para avaliar a sequência de ativação muscular da região lombopélvica é o teste de extensão do

quadril em posição pronado, é um teste clínico e conhecido por simular o funcionamento dos músculos durante a marcha (JANDA, 1978).

Vários estudos examinaram padrões de ativação muscular durante o teste, e os resultados permanecem controversos. Dentre esses estudos podemos citar autores que não encontraram um padrão consistente de ativação muscular (ARAB et al., 2011; BRUNO; BAGUST, 2006,2007; LEHMAN et al, 2004; PIERCE; LEE, 1990; SUEHIRO et al., 2015 WATTANANON et al, 2019). Enquanto Vogt e Banzer (1997), Bullock-Saxton et al., (1994), Lewis e Sharmann (2009), Sakamoto et al. (2009), Guimarães (2010) e Masse Alaire et al., (2014) relataram um padrão de ativação muscular consistente durante o teste. No entanto, o único ponto de concordância entre os autores é o atraso consistente do glúteo máximo em indivíduos saudáveis ou com dor lombar (BRUNO; BAGUST, 2006; CHAANCE-LARSEN; LITTLEWOOD; GARTH, 2010; GUIMARÃES et al., 2010; LEHMAN et al., 2004; LEWIS; SHARMANN, 2009; SAKAMOTO, A. C.L. et al., 2009; VOGT; BANZER, 1997). O atraso desse músculo é relacionado diretamente com dor lombar, pois a sua função na distribuição de forças compressivas na sacroilíaca é importante, isso quer dizer que o atraso na ativação do glúteo máximo causará uma menor reabsorção de impacto pela articulação resultando em uma sobrecarga na região lombar (CHANCE-LARSEN; LITTLEWOOD; GARTH, 2010).

Um melhor entendimento de aspectos físicos e respostas fisiológicas no jiu jitsu brasileiro seria de grande valia para a melhor prescrição de treinamentos adequados e com mais especificidade (ANDREATO et al., 2017). Como citado acima, muitos estudos examinaram padrões de ativação muscular com o teste de extensão de quadril em prono, mas não encontramos nenhum que tenha avaliado atletas, então esse estudo visa comparar a sequência de ativação dos músculos lombopélvicos de atletas de jiu jitsu, do sexo masculino, da mesma faixa etária, IMC e meses de treinamento similares. O objetivo desse estudo é verificar se existe um padrão na sequência de ativação dos músculos lombopélvicos que diferencie os atletas de jiu jitsu com dor dos atletas sem dor, e também verificar se existe diferença nos tempos de início de ativação muscular (onset) entre esses grupos.

## **2 METODOLOGIA**

### **2.1. PARTICIPANTES**

Para esse estudo transversal, um total de 13 homens, praticantes de jiu-jitsu, com idade média de 29 ( $\pm 4,51$ ) anos, índice de massa corporal (IMC) de 25 ( $\pm 1,7$ ) kg/m<sup>2</sup> e média de 75 ( $\pm 25,8$ ) meses de treinamento, com ausência de cirurgia prévia e fraturas da coluna vertebral, ausência de doenças neurológicas, disfunções sacroilíacas, neoplasias, osteoporose, osteoartrose avançada, doenças degenerativas da coluna vertebral e síndrome da cauda equina foram incluídos no estudo. Os atletas foram distribuídos em dois grupos: e no grupo com dor lombar (GCDL) e grupo sem dor lombar (GSDL). Foram elegíveis para o GCDL atletas com queixa de dor lombar unilateral ou bilateral localizada entre o último arco costal e a prega glútea, há pelo menos de três meses (12 semanas), não apresentar queixa de dor lombar irradiada nos membros inferiores, e apresentar um escore de dor maior ou igual a 1 na escala visual analógica (0-10 cm) e serem praticantes de jiu jitsu há mais de 6 meses. Para o GSDL foram elegíveis atletas, também praticantes de jiu jitsu há mais de 6 meses e ausência de dor lombar crônica. Os grupos foram pareados em relação a idade, índice de massa corporal e tempo de prática esportiva.

De acordo com as normas e preceitos adotados nas pesquisas realizadas com seres humanos, este estudo foi encaminhado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Federal do Triângulo Mineiro (Resolução CNS N° 466/2012), conforme parecer 1.075.067/2015, **CAAE**: 42991315.9.0000.5154. Todos os sujeitos receberam esclarecimentos sobre o estudo e assinaram o Termo de Consentimento Livre e esclarecido (TCLE), previamente à coleta dos dados.

## 2.2. AVALIAÇÃO DA INTENSIDADE DA DOR E DA INCAPACIDADE FUNCIONAL

Todos os atletas foram submetidos à uma avaliação contendo as informações pessoais, história atual e pregressa da dor lombar e coleta dos dados antropométricos. Para os atletas com queixa de dor lombar também foi mensurada a intensidade da dor e a incapacidade funcional.

Para avaliação da dor foi utilizada a Escala Visual Analógica (EVA) que é um instrumento simples, sensível e reprodutível, permitindo análise contínua da dor, que consiste em uma linha reta, não numerada, indicando-se em uma extremidade a marcação de "ausência de dor" e na outra, "pior dor imaginável" (HJERMSTAD et al., 2011).

A incapacidade funcional da coluna lombar é diretamente quantificada por meio do Índice de Incapacidade Funcional de Oswestry (ODI), que foi desenvolvido por John O'Brien em 1976 e publicado em 1980 (FAIRBANK; PYNSENT, 2000). Neste estudo foi utilizada

a versão traduzida e validada para a língua portuguesa (VIGATTO; MARIA; ALEXANDRE, 2007). É um questionário confiável e consiste em dez itens que referenciam o estado funcional do paciente e cada item contém seis declarações, o índice é calculado somando-se o escore total (cada seção vale de zero a cinco) e o total equivale à soma dos pontos das 10 seções. A interpretação é realizada por meio de porcentagem onde 0-20% incapacidade mínima, 21% a 40% incapacidade moderada, 41% a 60 incapacidade severa, 61% a 80% invalidez, 81% a 100% paciente acamado (VIGATTO; MARIA; ALEXANDRE, 2007).

### 2.3. AVALIAÇÃO DA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA

Para obtenção do sinal eletromiográfico foi utilizado um aparelho de 8 canais (Modelo: EMG830C, EMG System do Brasil Ltda, São José dos Campos, São Paulo, Brasil), o sinal captado por eletrodos foi amplificado 2000 vezes. Foi utilizado uma taxa de 2000hz para cada canal, e o sinal filtrado por um filtro passa-banda de 20 a 500Hz.

Os eletrodos eram circulares, descartáveis e de prata/cloreto de prata (Ag/AgCl) e sua colocação seguiu todos os protocolos recomendados pelo SENIAM-Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (<http://www.seniam.org>). Esse protocolo determina que previamente à colocação dos eletrodos seja feita a tricotomia dos pelos, abrasão da pele com uma lixa fina e limpeza com álcool. Os eletrodos foram posicionados da seguinte forma: para o sinal dos eretores espinhais da coluna lombar contralateral (EC) e ipsilateral (EI) foram posicionados a 2 centímetros do processo espinhoso da primeira vértebra lombar (L1), para o glúteo máximo (GM) os eletrodos foram fixados na linha média entre o trocânter maior e a segunda vértebra sacral, e para o bíceps femoral (BF), foram posicionados entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia. O eletrodo de referência foi fixado no dorso na mão do atleta.

Para a verificação da presença de ruídos foi realizada uma coleta em repouso e o valor limite do *Root Mean Square* (RMS) de todas as coletas foi de até 4 mv. Foi realizada também uma coleta da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de cada músculo por meio do teste de força muscular manual segundo Kendall et al.(1995) sendo que durante os testes de força o atleta foi devidamente posicionado e estabilizado e o valor da RMS da CIVM foi utilizado para normalizar os dados. Este método apresenta uma medida de alta confiabilidade para determinar diferenças na amplitude de ativação muscular, quando comparada a outros métodos de normalização (BOGLI; UHL, 2007).

Para a avaliação da sequência de ativação durante o teste de extensão do quadril inicialmente os atletas foram posicionados em decúbito ventral com os membros superiores ao longo do corpo, quadril e pelve em posição neutra, cabeça posicionada na linha média e pés fora da maca. Foram instruídos, por meio de um comando de voz gravado previamente, a executar o movimento de extensão ativa livre do quadril do lado dominante, em velocidade normal até que a porção distal do membro inferior tocasse uma barra limitando a amplitude em 10 graus de extensão (SUEHIRO et al., 2015) (Figura 1). A dominância foi definida após questionamento sobre o membro utilizado para chutar uma bola. Ao atingir a barra o atleta permanecia em isometria por 4 segundos e posteriormente retornava para posição inicial. Este movimento foi repetido 3 vezes e a coleta do sinal eletromiográfico foi realizada durante as 3 repetições.



Figura 1 – Posicionamento do atleta e dos eletrodos durante a realização do teste. Fonte: Arquivo pessoal

#### 2.4. PROCESSAMENTO DOS DADOS

Os dados do sinal eletromiográfico foram filtrados por um filtro passa-banda de 20 a 500Hz, com uma taxa de amostragem de 2000 Hz para cada canal no próprio hardware.

Para aquisição do onset foi implementada uma rotina no software Matlab® software (MathWorks, Inc., Natick, MA) que compara a atividade de regiões de referência com as demais regiões do sinal. Para isso, aplica-se um método conhecido como Empirical Mode Decomposition (EMD) para filtragem do sinal, eliminando do mesmo as características existentes na região de referência. Após isso, calcula-se a envoltória do sinal resultante, pela



Transformada Hilbert (TH). O Onset do sinal é então calculado comparando-se os valores da envoltória com valor de limiar definido em termos dos desvios padrão da atividade EMG do sinal filtrado pela EMD. A rotina recebe como parâmetros o sinal EMG bruto, sua frequência de amostragem, um intervalo de tempo (T0-T1) indicando uma região do sinal sem atividade EMG (ANDRADE; NASUTO; KYBERD, 2007), um fator para ajuste da relação sinal-ruído do sinal (usado pelo filtro EMD), a frequência de corte e o número de pólos do filtro de cálculo da envoltória (via TH) e o valor do limiar para detecção do onset (SILVA, 2013). O processamento do sinal eletromiográfico e a determinação do onset está demonstrado na figura 3.

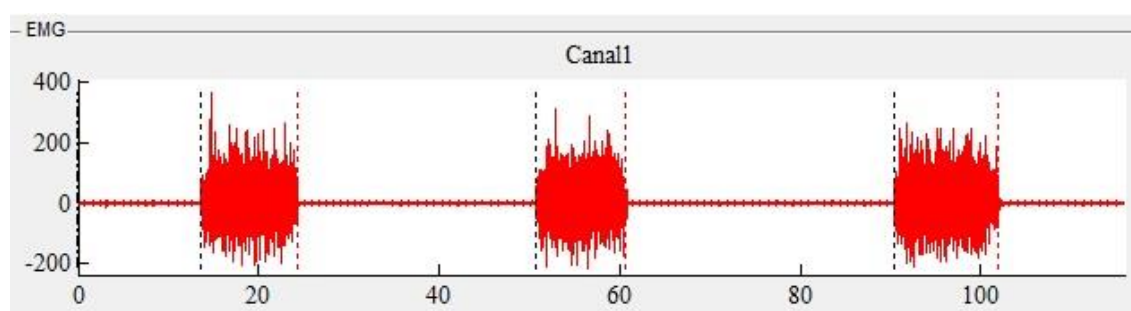


Figura 2 – Sinal eletromiográfico e localização do *onset* e do *offset*.

Os dados brutos foram filtrados por um filtro passa banda (10-950 Hz), na sequência a retirada do ruído (filtro Notch) posteriormente localizada a área de processamento e a localização do *onset*.

Para investigar a sequência de ativação dos músculos avaliados em função do tempo, foi calculada a diferença entre o tempo de *onset* de cada músculo em relação ao tempo do *onset* do primeiro músculo a ser ativado (bíceps femoral) (CHANCE-LARSEN; LITTEWOOD; GARTH, 2010; SUEHIRO et al., 2015). A equação para o cálculo do tempo de onset relativo está abaixo:

Tempo do *onset* relativo (s) = *onset* músculo avaliado (s) – *onset* bíceps femoral.

De acordo com a equação, se o resultado for negativo, significa que o músculo avaliado iniciou o movimento antes do músculo bíceps femoral e sendo positivo significa que o músculo iniciou após a ação do bíceps femoral

## 2.5. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise dos dados foi utilizado o JASP 0.14.1.0. Foram utilizados os valores de tempo do início da ativação muscular (onset) de cada voluntário e em cada uma das três repetições para a análise da sequência de ativação muscular e para a comparação entre os grupos dor e sem dor lombar. Uma análise descritiva das diferentes sequências de ativação encontradas nos grupos com dor lombar e sem dor lombar foi feita, bem como a frequência com que cada uma delas apareceu em cada grupo. O teste de Normalidade de Shapiro-Wilk e o Teste T de Student para amostras independentes considerando o nível de significância de 5%, foram utilizados para analisar o tempo de início de cada músculo (onset).

### 3 RESULTADOS

Dos 13 atletas recrutados, 8 relataram a presença de dor e 5 não apresentavam queixa de dor lombar. Para o grupo com dor (GCDL) a média da intensidade da dor pela Escala Visual Analógica (EVA) foi de 3 ( $\pm 3,1$ ) e o escore do questionário Oswestry Disability Index (ODI) foi de 7% ( $\pm 7,22$ ), caracterizando este grupo com incapacidade mínima para realizar suas atividades.

#### 3.1 PADRÃO DA SEQUÊNCIA DE ATIVAÇÃO

##### **Análise das sequências de ativação**

Para cada atleta foram realizadas 3 repetições de cada teste, totalizando 39 repetições do teste de extensão do quadril na posição pronada. Deste total, 24 testes do GCDL e 15 testes são do GSDL. Somente 2 sequências em comum apareceram nos dois grupos, BF-EI-GM-EC e GM-EC-BF-EI.

Um total de 22 diferentes sequências foram encontradas, considerando todos os atletas. Quando analisados os grupos separadamente, 15 sequências diferentes foram encontradas no GCDL e 9 no GSDL. Das 15 sequências encontradas no GCDL, verificamos uma sequência aparecendo 6 vezes, BF-EI-EC-GM e das 11 sequências encontradas no GSDL, a mais prevalente foi GM-BF-EC-EI, aparecendo 5 vezes. (Tabelas 1 e 2).

Tabela 1 – Frequências das diferentes sequências de ativação encontradas no GCDL

Sequência ativação	Frequência absoluta	Frequência relativa [%]	Frequência relativa Acumulada [%]
BF-EC-EI-GM	2	8.33	8.33

BF-EC-GM-EI	1	4.17	12.50
BF-EC=EI-GM	1	4.17	16.67
BF-EI-EC-GM	6	25.00	41.67
BF-EI-GM-EC	1	4.17	45.83
BF-GM-EC-EI	0	0.00	45.83
BF-GM-EC=EI	0	0.00	45.83
BF-GM-EI-EC	0	0.00	45.83
BF=EC-EI-GM	1	4.17	50.00
BF=EC-GM-EI	1	4.17	54.17
BF=EI-EC-GM	2	8.33	62.50
EC-BF-EI-GM	1	4.17	66.67
EC-EI-BF-GM	1	4.17	70.83
EC-EI-GM-BF	1	4.17	75.00
EC=EI-BF-GM	1	4.17	79.17
EI-BF-EC-GM	1	4.17	83.33
EI-EC-BF-GM	3	12.50	95.83
EI=EC-BF-GM	0	0.00	95.83
GM-BF-EC-EI	0	0.00	95.83
GM-BF-EC=EI	0	0.00	95.83
GM-BF-EI-EC	0	0.00	95.83
GM-EC-BF-EI	1	4.17	100.00
<b>Total</b>	<b>24</b>	<b>100.00</b>	

BF = bíceps femoral; EC = eretores espinhais contralaterais, EI = músculos eretores espinhais ipsilaterais, GM = glúteo máximo

Tabela 2 – Frequências das diferentes sequências de ativação encontradas no GSDL

Sequência ativação	Frequência absoluta	Frequência relativa [%]	Frequência relativa Acumulada [%]
BF-EC-EI-GM	0	0.00	0.00
BF-EC-GM-EI	0	0.00	0.00
BF-EC=EI-GM	0	0.00	0.00
BF-EI-EC-GM	0	0.00	0.00

BF-EI-GM-EC	1	6.67	6.67
BF-GM-EC-EI	3	20.00	26.67
BF-GM-EC=EI	1	6.67	33.33
BF-GM-EI-EC	1	6.67	40.00
BF=EC-EI-GM	0	0.00	40.00
BF=EC-GM-EI	0	0.00	40.00
BF=EI-EC-GM	0	0.00	40.00
EC-BF-EI-GM	0	0.00	40.00
EC-EI-BF-GM	0	0.00	40.00
EC-EI-GM-BF	0	0.00	40.00
EC=EI-BF-GM	0	0.00	40.00
EI-BF-EC-GM	0	0.00	40.00
EI-EC-BF-GM	0	0.00	40.00
EI=EC-BF-GM	1	6.67	46.67
GM-BF-EC-EI	5	33.33	80.00
GM-BF-EC=EI	1	6.67	86.67
GM-BF-EI-EC	1	6.67	93.33
GM-EC-BF-EI	1	6.67	100.00
<b>Total</b>	<b>15</b>	<b>100.00</b>	

BF = bíceps femoral; EC = eretores espinhais contralaterais, EI = músculos eretores espinhais ipsilaterais, GM = glúteo máximo

### 3.2. DIFERENÇAS ENTRE OS GRUPOS PARA OS TEMPOS DO ONSET

Os valores da média dos onset relativos de cada músculo, foram comparados entre os atletas com e sem dor lombar, e foram encontradas diferenças significativas entre os grupos em todos os músculos (Tabela 3 e figura 3, 4, 5 e 6).

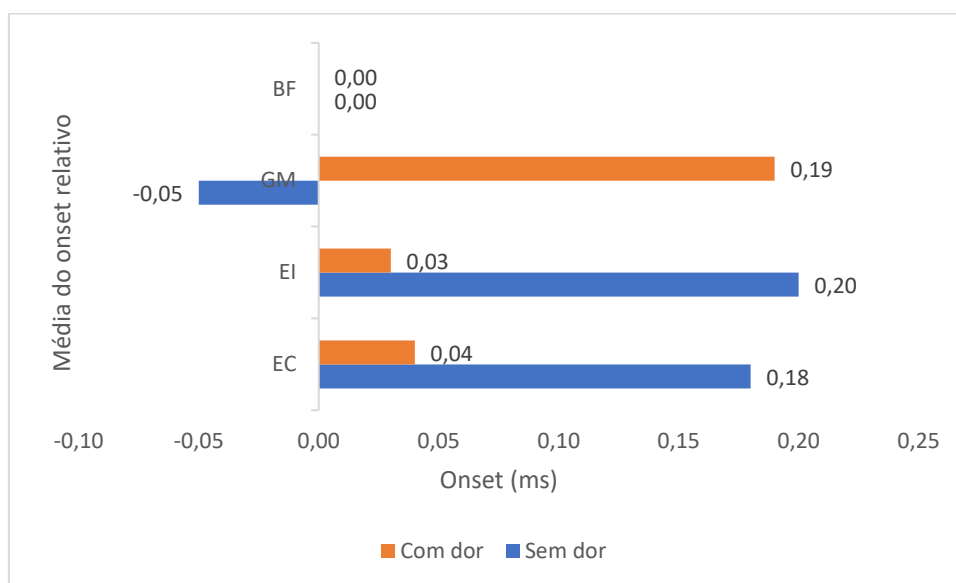
Tabela 3 – Diferenças para valores de P, média, desvio padrão e intervalo de confiança da média dos onsets relativos, comparando GCDL e GSDL

Músculo	Valor de P	Média	Desvio padrão	Intervalo de confiança 95%	
				Inferior	Superior
EC	0,007*	0,137	0,041	0,046	0,227
EI	0,002*	0,162	0,041	0,072	0,252

GM	0,001*	-0,234	0,050	0,344	-0,125
----	--------	--------	-------	-------	--------

BF = bíceps femoral; EC = eretores espinhais contralaterais, EI = músculos eretores espinhais ipsilaterais, GM = glúteo máximo; Teste de Normalidade de *Shapiro-Wilk*; Teste T de *Student* para amostras independentes. Diferenças significativas para  $P < 0,05$ ;

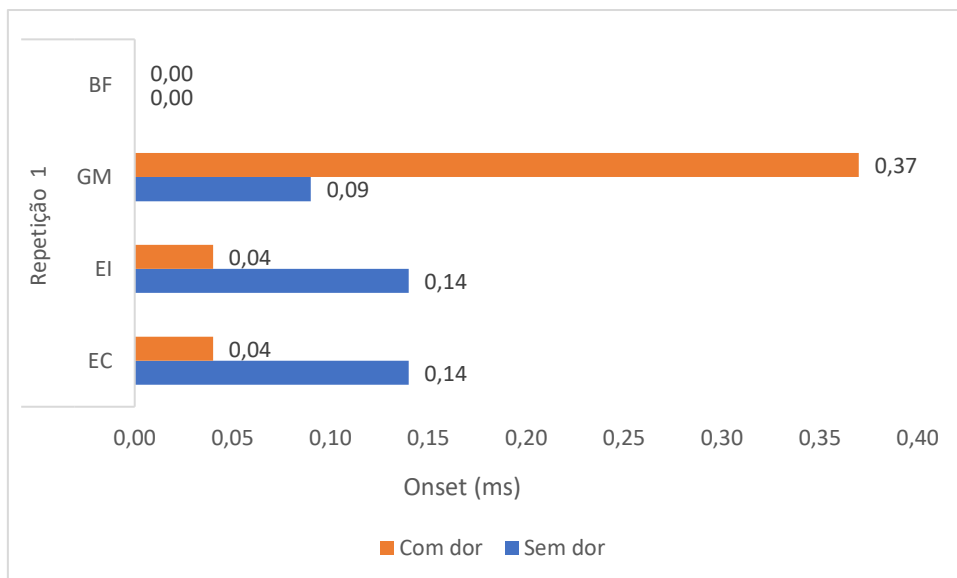
Figura 3 – Comparação entre os atletas com dor e sem dor para os valores do tempo do início da ativação muscular.



BF = bíceps femoral; EC = eretores espinhais contralaterais, EI = músculos eretores espinhais ipsilaterais, GM = glúteo máximo

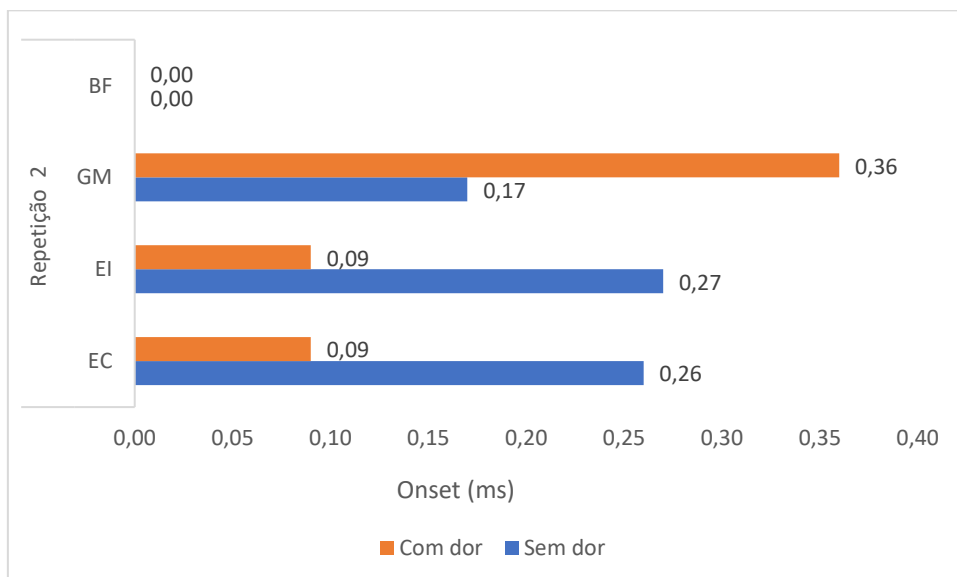
Quando analisado a ordem muscular e tempo de início de ativação muscular (onset) nas três repetições, tivemos o GCDL apresentando uma sequência iniciada pelo bíceps femoral, seguido pelos eretores, que se ativaram quase ao mesmo tempo e finalizada pelo glúteo máximo, sendo observado um importante atraso em relação ao GSDL. O que difere da sequência apresentada pelo GSDL, que foi iniciada pelo glúteo máximo, seguida pelo bíceps femoral, e por fim a ativação dos eretores contralaterais e ipsilaterais (Figura 3).

Figura 4 – Comparação entre os atletas com dor e sem dor para os valores do tempo do início da ativação muscular durante a repetição 1 do teste de extensão de perna em posição pronada.



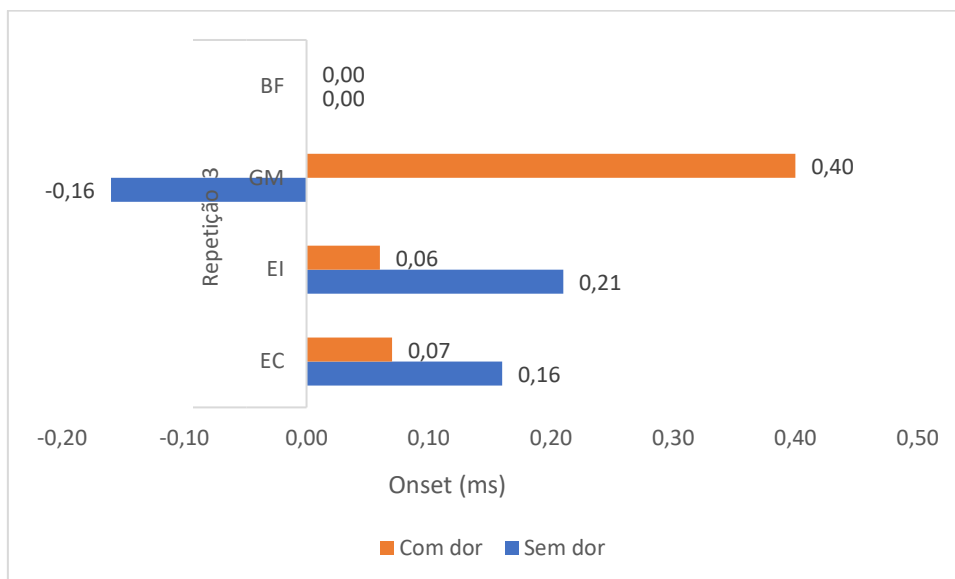
BF = bíceps femoral; EC = eretores espinhais contralaterais, EI = músculos eretores espinhais ipsilaterais, GM = glúteo máximo

Figura 5 – Comparação entre os atletas com dor e sem dor para os valores do tempo do início da ativação muscular durante a repetição 2 do teste de extensão de perna em posição pronada.



BF = bíceps femoral; EC = eretores espinhais contralaterais, EI = músculos eretores espinhais ipsilaterais, GM = glúteo máximo

Figura 6 – Comparação entre os atletas com dor e sem dor para os valores do tempo do início da ativação muscular durante a repetição 3 do teste de extensão de perna em posição pronada.



BF = bíceps femoral; EC = eretores espinhais contralaterais, EI = músculos eretores espinhais ipsilaterais, GM = glúteo máximo

Quando a análise foi feita separando cada repetição, os resultados foram similares quanto à ordem muscular e tempo de início de ativação muscular (onset). O GCDL apresentou uma sequência iniciada pelo bíceps femoral, seguido pelos eretores, e finalizada pelo glúteo máximo (Figura 4, 5 e 6). O GSDL apresentou uma sequência iniciada pelo bíceps femoral, seguida pelo glúteo máximo, e por fim a ativação dos eretores contralaterais e ipsilaterais nas repetições 1 e 2 (Figura 4 e 5). A única diferença encontrada foi na repetição 3, com o glúteo máximo iniciando a sequência, seguido pelo bíceps femoral e finalizando com os eretores (Figura 6). Podemos observar também os tempos dos eretores contralaterais e ipsilaterais muito próximos ou iguais em ambos os grupos, mostrando uma ativação quase simultânea desses músculos em ambos os grupos.

#### 4 DISCUSSÃO

Foi verificado no presente estudo que a sequência de ativação dos músculos lombopélvicos durante o teste de extensão do quadril na posição pronada nos atletas de jiu jitsu com dor é diferente do padrão apresentado no grupo de atletas sem dor lombar. Da mesma forma, encontramos tempos de início de ativação (onset) dos músculos bíceps

femoral, eretores espinhais ipsilaterais, contralaterais e glúteo máximo diferentes entre os grupos.

#### 4.1 PADRÃO DA SEQUÊNCIA DE ATIVAÇÃO

Foram realizadas 39 repetições do teste de extensão do quadril em posição pronada, e foram encontradas 22 sequências diferentes de ativação muscular considerando todos os atletas. Somente 2 sequências foram encontradas em comum nos dois grupos (BF-EI-GM-EC e GM-EC-BF-EI.), e quando analisados os grupos separadamente, 15 sequências diferentes foram encontradas no GCDL e 9 no GSDL. No GCDL encontramos 1 sequência mais prevalente (BF-EI-EC-GM), aparecendo 6 vezes dentre as 15 repetições diferentes encontradas no grupo. Já no GSDL a sequência mais comum foi GM-BF-EC-EI, aparecendo 5 vezes dentre as 11 sequências encontradas. A sequência mais prevalente do GCDL apresentou o glúteo máximo finalizando, bem diferente do que verificamos no grupo sem dor lombar, que teve a sequência de ativação iniciada pelo glúteo máximo. Nossos resultados no GSDL vão de encontro com o que seria considerado um padrão motor mais eficiente no movimento de extensão do quadril, que seria uma sequência iniciada pelo glúteo máximo, seguido pelos isquiotibiais e finalizado pelos eretores lombares (JANDA, 1996; JULL e JANDA, 1987). O método utilizado por Janda e Singer era através de palpação e observação, que seria uma mensuração mais qualitativa e subjetiva (SINGER, 1986). Porém a diferença nos tempos de início de cada músculo vistos através de eletromiografia mostra que seria impossível de ser detectada essa ordem de ativação por palpação, por isso esse método pode não fornecer uma estimativa válida para a avaliação da ordem de disparo muscular (PIERCE; LEE, 1990). E esse é um dos motivos para o questionamento sobre a confiabilidade do teste realizado por palpação ou observação na determinação da ordem de ativação muscular (BRUNO et al., 2008; BRUNO; BAGUST, 2007).

São vários os estudos encontrados na literatura sobre a ordem de recrutamento dos músculos lombopélvicos, porém não existe ainda um consenso sobre a existência de um padrão na sequência de ativação desses músculos (GUIMARÃES et al., 2010). A maioria deles vão contra aos achados de Janda, porém com uma diferença importante, as análises foram feitas através de eletromiografia e não por palpação, e todos eles, investigando somente pessoas saudáveis ou comparando saudáveis com pessoas com dor lombar, encontraram o glúteo máximo finalizando a sequência de ativação muscular, ou um atraso no glúteo máximo em relação aos outros músculos investigados (ARAB et al., 2011;



BRUNO; BAGUST, 2007; BULLOCK-SAXTON; JANDA; BULLOCK, 1994; GUIMARÃES et al., 2010; LEHMAN et al., 2004; LEWIS; SHARMANN, 2009; MASSÉ-ALAIRE et al., 2014; PIERCE; LEE, 1990; SAKAMOTO, A. C.L.; 2009; SUEHIRO et al., 2015; VOGT; BANZER, 1997; WATTANANON et al., 2019).

Podemos levantar a hipótese de que os resultados divergentes do nosso estudo se deve ao fato de ter uma amostra composta por atletas, e por serem treinados e possuírem mais controle corporal e principalmente da musculatura mais profunda do tronco conseguem essa estabilização segmentar mais profunda (transverso abdominal e multífideos), diminuindo assim os desvios da coluna lombar durante a realização do teste (MURPHY et al., 2006). Embora nossos resultados mostrem um padrão consistente com o que Janda e Singer postularam, que seria no grupo de atletas sem dor lombar o glúteo iniciando a sequência e no grupo com dor lombar o glúteo finalizando a sequência, ainda sim observamos muita variação na ativação dos outros músculos nos dois grupos, porém uma maior homogeneidade no grupo sem dor lombar (SINGER, 1986; JANDA, 1978). Porém nossos achados concordam com um recente estudo, que os autores mostraram que o padrão de ativação muscular de indivíduos com dor lombar se difere de indivíduos sem dor lombar (SUEHIRO et al., 2021). Essas descobertas são importantes para intervenção terapêutica no tratamento de dor lombar através de exercícios de controle de movimento, mas estudos futuros ainda se fazem necessários para saber se esse tratamento que visa melhorar padrões de ativação musculares promoverá realmente uma prevenção na recorrência da dor lombar (SUEHIRO et al., 2021). Esse tipo de estudo se faz necessário tanto para o treinamento desses atletas, bem como para o tratamento dessas lesões. No que se diz respeito ao treinamento, sabe-se que esses ajustes em movimentos e gestos esportivos são feitos no decorrer de toda carreira do atleta com o intuito de evitar ou diminuir a incidência de lesões (MORIARTY; CHARNOFF; FELIX, 2019). No caso específico de lesões na coluna lombar poderia ser incorporado uma posição como a que eles chamam de “meia guarda”, sendo uma estratégia para evitar receber o peso corporal do parceiro em posição de flexão, expondo menos o atleta a sobrecarga lombar, o que aconteceria se eles usassem a “guarda aberta” (MORIARTY; CHARNOFF; FELIX, 2019).

#### 4.2. DIFERENÇAS ENTRE OS GRUPOS PARA OS TEMPOS DO ONSET

Na análise dos valores de onset do presente estudo, foram encontradas diferenças significativas entre os grupos em todos os músculos avaliados, com uma diferença bem evidente do glúteo máximo. Nosso resultado não é consistente com outros autores que não

encontraram diferenças significativas no tempo de início do glúteo máximo na comparação entre os grupos dor e sem dor lombar (GUIMARÃES et al., 2010; MASSÉ-ALAIRE et al., 2014; SUEHIRO et al., 2015). Porém, vai de encontro com os resultados de Bruno e Bagust (2007) que sugeriram que esse atraso significativo do glúteo máximo durante o teste de extensão do quadril em indivíduos com dor lombar tem associação com movimentos anormais do quadril, como rotações, flexão lateral e extensão da coluna (BRUNO; BAGUST, 2007).

Tanto na análise das 3 repetições, quanto na análise das repetições individuais da ordem muscular e tempo de início de ativação muscular, no GCDL, a sequência foi iniciada pelo bíceps femoral, seguida pelos eretores, que se ativaram quase ao mesmo tempo e finalizada pelo glúteo máximo. Já no GSDL encontramos uma ordem de ativação diferente, iniciando pelo glúteo máximo, seguida pelo bíceps femoral e finalizada pelos eretores. Mesmo alguns autores não encontrando diferenças significativas nos tempos de onset e na análise da sequência de ativação muscular entre os grupos dor e sem dor lombar, quando analisaram outras variáveis eletromiográficas essas diferenças ficaram evidentes, como por exemplo o aumento da latência do glúteo máximo, um aumento significativo na atividade dos eretores e também um aumento, porém não significativo na atividade eletromiográfica dos isquiotibiais e glúteo máximo em mulheres do grupo dor lombar (ARAB et al., 2011; GUIMARÃES et al., 2010).

Não temos na literatura um padrão na ordem de ativação consistente, mesmo nos que analisaram somente pessoas saudáveis, porém o atraso do glúteo máximo foi o único achado consistente (LEHMAN et al., 2004; SAKAMOTO, A. C.L. et al., 2009; TATEUCHI et al., 2012; VOGT; BANZER, 1997). O atraso no glúteo máximo ou uma atividade diminuída na ativação desse músculo provocaria sobrecarga na região lombar, sendo compensada por uma atividade aumentada dos eretores da coluna (PIERCE; LEE, 1990). Um achado interessante foi encontrado na análise das repetições isoladas, e na repetição 3, a sequência foi iniciada pelo glúteo máximo, seguida pelo bíceps femoral e finalizada pelos eretores no grupo de atletas sem dor lombar, que seria exatamente a sequência “ideal” postulado por Janda, teorizado como um padrão de ativação que evita sobrecarga na coluna durante a marcha (JANDA 1978).

Outro achado interessante é em relação à ativação dos eretores, em ambos os grupos pudemos observar que os tempos dos eretores contralaterais e ipsilaterais foram quase simultâneos. Porém encontramos diferença significativa em relação aos eretores na comparação dos grupos, que concorda com os resultados recentes que encontraram um atraso

significativo dos eretores em indivíduos com dor em relação aos indivíduos sem dor lombar (SUEHIRO et al., 2021). É um resultado importante devido às funções dos eretores, que equilibram cargas externas aplicadas a coluna, fornecem informações de estabilidade do tronco e controlam a orientação da coluna (RICHARDSON et al., 2004). As conclusões após tantos estudos sobre a ordem de ativação e padrões de ativação é que não seria possível diferenciar indivíduos sem dor lombar de indivíduos portadores de dor lombar através da verificação de ordem de ativação muscular (GUIMARÃES et al., 2010). E a ideia de que não exista um padrão ou ordem de ativação “normal” durante a extensão de quadril é reforçada pela predominância do glúteo máximo ser o último a ser ativado em indivíduos sem dor lombar, e a ordem dos outros músculos apresentarem uma variabilidade muito grande dentro das sequências (BRUNO; BAGUST, 2007). Porém esses resultados não reforçam nossos achados. Pode-se concordar que o sistema neuromuscular de indivíduos sem dor lombar seja capaz de executar a extensão do quadril usando uma variabilidade grande na ordem de disparo muscular (PIERCE; LEE, 1990). Mas após nossos resultados uma hipótese foi levantada, atletas ou indivíduos treinados, que não apresentem dor lombar, por possuírem um maior controle ou força muscular profunda de tronco teriam uma ordem de ativação diferente de pessoas com dor lombar? Portanto mais estudos são necessários para uma análise mais minuciosa sobre as alterações de padrões de ativação musculares em atletas. Concordamos que uma das razões de tantos resultados inconclusivos é pela questão da falta de homogeneidade entre os sujeitos avaliados nos estudos e que o desenho pode ser melhorado através de uma amostra mais homogênea.

## CONCLUSÃO

Nossos resultados mostram que os atletas com dor lombar têm um padrão de ativação muscular que difere de atletas sem dor lombar. Encontramos diferenças significativas na análise de onset entre os dois grupos nos músculos bíceps femoral, eretores contralaterais e ipsilaterais e também no glúteo máximo.

## REFERÊNCIAS

- ANDRADE, Adriano O; NASUTO, Slawomir J; KYBERD, Peter. Extraction of motor unit action potentials from electromyographic signals through generative topographic mapping. v. 344, p. 154–179, 2007.
- ANDREATO, Leonardo Vidal *et al.* Physical and Physiological Profiles of Brazilian Jiu-Jitsu Athletes: a Systematic Review. *Sports Medicine - Open*, v. 3, n. 1, 2017.

ARAB, Amir M. *et al.* Altered muscular activation during prone hip extension in women with and without low back pain. *Chiropractic and Manual Therapies*, v. 19, n. 1, p. 18, 2011.

BOLGLA, Lori A.; UHL, Timothy L. Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 17, n. 1, p. 102–111, 2007.

BRUNO, Paul A. *et al.* An investigation into the activation patterns of back and hip muscles during prone hip extension in non-low back pain subjects: Normal vs. abnormal lumbar spine motion patterns. *Clinical Chiropractic*, v. 11, n. 1, p. 4–14, 2008.

BRUNO, Paul A.; BAGUST, Jeff. An investigation into motor pattern differences used during prone hip extension between subjects with and without low back pain. *Clinical Chiropractic*, v. 10, n. 2, p. 68–80, 2007a.

BRUNO, Paul A.; BAGUST, Jeff. An investigation into the within-subject and between-subject consistency of motor patterns used during prone hip extension in subjects without low back pain. *Clinical Chiropractic*, v. 9, n. 1, p. 11–20, 2006.

BULLOCK-SAXTON, J. E.; JANDA, V.; BULLOCK, M. I. The influence of ankle sprain injury on muscle activation during hip extension. *International Journal of Sports Medicine*, v. 15, n. 6, p. 330–334, 1994.

CALLAGHAN, Jack P.; GUNNING, Jennifer L.; MCGILL, Stuart M. The relationship between lumbar spine load and muscle activity during extensor exercises. *Physical Therapy*, v. 78, n. 1, p. 8–18, 1998.

CHANCE-LARSEN, Kenneth; LITTLEWOOD, Chris; GARTH, Andrew. Prone hip extension with lower abdominal hollowing improves the relative timing of gluteus maximus activation in relation to biceps femoris. *Manual Therapy*, v. 15, n. 1, p. 61–65, fev. 2010.

CHOLEWICKI, J AND MCGILL, S. M. New Concepts and Hypotheses Mechanical stability of the in viva lumbar spine : implications for injury and chronic low back pain. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, v. 11, n. 1, p. 1–15, 1996.

FAIRBANK, Jeremy C. T.; PYNSENT, Paul B. Questionário de Deficiência da Dor Lombar Oswestry. *Coluna*, v. 25, n. 22, p. 2940–2953, 2000.

GUIMARÃES, Cristiano Q. *et al.* Atividade eletromiográfica durante o movimento de extensão do quadril em prono não discrimina indivíduos com dor lombar. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 14, n. 4, p. 351–357, 2010a.

HJERMSTAD, Marianne Jensen *et al.* Studies comparing numerical rating scales, verbal

rating scales, and visual analogue scales for assessment of pain intensity in adults: A systematic literature review. *Journal of Pain and Symptom Management*, v. 41, n. 6, p. 1073–1093, 2011. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jpainsymman.2010.08.016>>.

HODGES, Paul. Transversus abdominis: A different view of the elephant. *British Journal of Sports Medicine*, v. 42, n. 12, p. 941–944, 2008.

JANDA V. *Evaluation of muscular imbalance*. In: Liebson C, editor. *Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual*. Baltimore: Lippincott willians & Wilkins; 1996. P.97-112.

JULL G, JANDA V. Muscles and motor control in low back pain: assessment and management. In: Twomey L, Taylor J, editors. *Physical therapy of the low back*. New York: Churchill Livingstone: 1987. P. 253-78.

KENDALL, Florence Peterson; MCCREARY, Elizabeth Kendall, PROVANCE, Patricia Geise. *Músculos, provas e funções: com postura e dor*. 4.ed. São Paulo: Editora Manole LTDA, 1995.

LAIRD, Robert A.; KENT, Peter; KEATING, Jennifer L. Modifying patterns of movement in people with low back pain -does it help? A systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders*, v. 13, 2012.

LAWRENCE, James P.; GREENE, Hunter S.; GRAUER, Jonathan N. Back pain in athletes. *Journal of the American Academy os Orthopaedic Surgeons*, v. 14,n. 13, p. 726-735, 2006.

LEHMAN, Gregory J *et al*. BMC Musculoskeletal Disorders Muscle recruitment patterns during the prone leg extension. *BMC Musculoskeletal Disorders*, v. 5, n. 5, 2004a. Disponível em: <<http://www.biomedcentral.com/1471-2474/5/3>>.

LEWIS, Cara L.; SAHRMANN, Shirley A. Muscle activation and movement patterns during prone hip extension exercise in women. *Journal of Athletic Training*, v. 44, n. 3, p. 238–248, 2009.

MANCHIKANTI, Laxmaiah. Association of Pain Management Anesthesiologists ® Topical Review Epidemiology of Low Back Pain. *Pain Physician*, v. 3, n. 2, p. 167–192, 2000.

MASSÉ-ALARIE, Hugo *et al*. Task-specificity of bilateral anticipatory activation of the deep abdominal muscles in healthy and chronic low back pain populations. *Gait and Posture*, v. 41, n. 2, p. 440–447, 2014.

MCGILL, stuart M *et al*., Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 4, p. 353-359, 2003.

MORIARTY, Christopher; CHARNOFF, J.; FELIX, Elizabeth Roy. Injury rate and pattern among Brazilian jiu-jitsu practitioners: A survey study. *Physical Therapy in Sport*, v. 39, p. 107–113, 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.06.012>>.

MURPHY, Donald R. *et al*. Interexaminer Reliability of the Hip Extension Test for Suspected Impaired Motor Control of the Lumbar Spine. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, v. 29, n. 5, p. 374–377, jun. 2006.

MURPHY, Donald R. et al. Interexaminer Reliability of the Hip Test for Suspected Impaired Motor Control of the Lumbar Spine. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, v. 29, n. 5, p. 347-377. Jun. 2006.

PANJABI, Manohar M. The stabilizing system of the spine: Part I. function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, v. 5, n. 4, p. 383–389, 1992.

PETRISOR, Brad A. et al. Injury in Brazilian Jiu-Jitsu Training. *Sports Health*, v. 11, n. 5, p. 432–439, 2019.

PIERCE, M. N.; LEE, W. A. Muscle firing order during active prone hip extension. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 12, n. 1, p. 2–9, 1990.

PURCELL, Laura; MICHELI, Lyle. Low back pain in Young athletes. *Sports Health*, v. 1, n. 3, p. 212-222, 2009.

RICHARDSON C, HODGES P, HIDES J. Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization. Edinburgh: Churchill Livingstone; 2004.

SAKAMOTO, A. C.L. et al. Gluteus maximus and semitendinosus activation during active prone hip extension exercises. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 13, n. 4, p. 335–342, 2009.

SILVA, M. B. Método para avaliação quantitativa da espasticidade baseado no limiar do reflex de estiramento tônico. p. 102, 2013.

SINGER K. A New Musculoskeletal Assessment in a Student Population. *JOSPT* . v. 8, n. 1, p. 34-41, 1986.

SUEHIRO, Tadanobu et al. Individuals with chronic low back pain demonstrate delayed onset of the back muscle activity during prone hip extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 25, n. 4, p. 675–680, 2015.

SUEHIRO, Tadanobu et al. Trunk muscle activation patterns during active hip abduction test during remission from recurrent low back pain: an observational study. v. 5, p. 1–9, 2021.

TATEUCHI, Hiroshige et al. Balance of hip and trunk muscle activity is associated with increased anterior pelvic tilt during prone hip extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 22, n. 3, p. 391–397, jun. 2012.

VIGATTO, Ricardo; MARIA, Neusa; ALEXANDRE, Costa. Development of a Brazilian Portuguese Version of the Oswestry Disability Index. v. 32, n. 4, p. 481–486, 2007.

VIDEMAN T. et al, The long-term effects of physical loading and exercise lifestyle on back-related symptoms, disability, and spinal pathology among men. *Spine*. V.20, n. 6, p. 699-709, 1995.

VOGT, Lutz; BANZER, W. Dynamic testing of the motor stereotype in prone hip extension from neutral position. *Clinical Biomechanics*, v. 12, n. 2, p. 122–127, mar. 1997.

VOS, Theo et al. Years lived with disability (YLDs) for 1160 sequelae of 289 diseases and

injuries 1990-2010: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *The Lancet*, v. 380, n. 9859, p. 2163–2196, 2012.

WATTANANON, Peemongkon *et al.* Lumbar Multifidus and Erector Spinae Muscle Synergies in Patients with Nonspecific Low Back Pain During Prone Hip Extension: A Cross-sectional Study. *PM and R*, v. 11, n. 7, p. 694–702, 1 jul. 2019.

WILSON F. *et al.* Prevalence and risk factors for back pain in sports: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med*. V. 0, p. 1–9, 2020.

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Considerando a alta variabilidade observada no estudo e em estudos anteriores durante o teste de extensão em prono, podemos entender que um padrão de ativação nesses músculos que diferencie os indivíduos com dor e sem dor lombar possa não existir, e inclusive nem mesmo um padrão no próprio indivíduo.

Porém esses resultados não foram os mesmos encontrados em grupos de atletas de jiu jitsu, deixando uma possibilidade de aprofundamento dessas avaliações em grupos de atletas de várias modalidades.

## REFERÊNCIAS

ALSCHULER, K. N. *et al.* Flexion-relaxation and clinical features associated with chronic low back pain: a comparison of different methods of quantifying flexion-relaxation. *The Clinical journal of pain*, v. 25, n. 9, p. 760–766, 2009.

ANDREATO, Leonardo Vidal *et al.* Physical and Physiological Profiles of Brazilian Jiu-Jitsu Athletes: a Systematic Review. *Sports Medicine – Open*, v. 3, n.1, 2017.

ARAB, Amir M. *et al.* Altered muscular activation during prone hip extension in women with and without low back pain. *Chiropractic and Manual Therapies*, v. 19, n. 1, p. 18, 2011.

BAFFA, Augusto; JUNIOR, Edson Alves Barros. As principais lesões no jiu-jitsu. *Fisioter. Bras*, v. 3, n. 16, p. 377-381, 2002.

BASMAJIAN, J. V. and C. J. DE LUCA. *Muscles alive* (5th edition), Williams and Wilkins, Baltimore, MD, 1985.

BRUNO, Paul A.; BAGUST, Jeff. An investigation into the within-subject and between-subjects consistency of motor patterns used during prone hip extension in subjects without low back pain. *Clinical Chiropractic*, v. 9, n. 7, p. 11-20, 2006.

BRUNO, Paul A.; BAGUST, Jeff. An investigation into motor pattern differences used during prone hip extension between subjects with and without low back pain. *Clinical*

*Chiropractic*, v. 10, n. 2, p. 68–80, jun. 2007.

BULLOCK-SAXTON, J.E.; JANDA, V.; BULLOCK, M.I. The influence of ankle sprain injury on muscle activation during hip extension. *International Journal of Sports Medicine*, v. 15, n. 6, p. 330-334, 1994.

CALLAGHAN, Jack P.; GUNNING, Jennifer, L.; MCGILL, Stuart M. The relationship between lumbar spine load muscle activity during extensor exercises. *Physical Therapy*, v. 78, n. 1, p. 8-18, 1998.

CHATILOW L, DeLANY J. *Clinical application of neuromuscular techniques the low body*, vol.2. Edinburgh: Churchill Livingstone; 2002.

CHOLEWICKI, J AND MCGILL, S. M. New Concepts and Hypotheses Mechanical stability of the in vivo lumbar spine : implications for injury and chronic low back pain. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, v. 11, n. 1, p. 1–15, 1996.

DREISINGER, Thomas E.; NELSON, Brian. Management of back pains in athletes. *Sports Medicine*, v. 21, n. 4, p. 313-320, 1996.

ENGEL GL. The need for a new medical model: a challenge for biomedicine. *Science*, v. 196, p. 129-139, 1977.

FERREIRA, Gustavo D. *et al.* Prevalência de dor nas costas e fatores associados em adultos do Sul do Brasil: estudo de base populacional. *Rev bras fisioter* v. 15, n. 1, p. 31–6 , 2011.

FRANKE, H.; FRANKE, JD.; FRYER, G. Osteopathic manipulative treatment for nonspecific low back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC musculoskeletal disorders*, v. 15, n. 1, p. 286, 2014.

GUIMARÃES, Cristiano Q. *et al.* Atividade eletromiográfica durante o movimento de extensão do quadril em prono não discrimina indivíduos com dor lombar. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 14, n. 4, p. 351-357, 2010.

HARVEY, M.P; DESCARREAUX, M. Short term modulation of trunk neuromuscular responses following spinal manipulation: a control group study. *BMC musculoskeletal disorders*, v. 14, n. 1, p. 92, 2013.

HERMENS, H. J. *et al.* Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology*, v. 10, n. 5, p. 361–374, 2000.

HODGES, Paul *et al.* Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. *Journal of Biomechanics*. v. 42, p. 61-66, 2009.

HODGES PW. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp Brain Res*. v.141, p.261–266, 2001.

HODGES PW. Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *Journal of Biomechanics* v. 38, p. 1873–1880, 2005.



HOFFMAN, L; GABEL, P. Expanding Panjabi's stability model to express movement: A theoretical model. *Medical Hypotheses*, v. 80, n. 6, p. 692-697, 2013.

JANDA V. *Evaluation of muscular imbalance*. In: Liebensohn C, editor. Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 1996. P.97-112.

JUNG, Hee Seok et al. EMG activity and force during prone hip extension in individuals with lumbar segmental instability. *Manual Therapy*, v. 20, n. 3, p. 440-444, 1 jun.2015.

KREISWIRTH, Ethan M.; MYER, Gregory D.; RAUH, Mitchell J. Incidence of injury among male Brazilian jiu jitsu fighters at the world jiu jitsu No-Gi championship 2009. *Journal of Athletic Training*, v. 49, n. 1, p. 89-94, 2014.

LAWRENCE, James P.; GREENE, Hunter S.; GRAUER, Jonathan N. Back pain in athletes. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, v. 14, n. 13, p. 726-735, 2006.

LEHMAN, Gregory J. et al. Muscle recruitment patterns during the prone leg extension. *BMC Musculoskeletal Disorders*, v.5, p. 1-5, 10 fev. 2004.

LEWIS, Cara L.; SHARMANN, Shirley A. Muscle activation and movement patterns during prone hip extension exercise in women. *Journal of Athletic Training*, v. 44, n. 3, p. 238-248, 2009.

LEWIT K. *Manipulative therapy in rehabilitation of the locomotor system*. 2nd. Oxford: Butterworth – Heinemann; 1991.

LUND, J. P. et al. The pain-adaptation model: A discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. v. 69, p. 683-694, 1991.

MASSÉ-ALAIRE, Hugo et al. Task-specificity of bilateral anticipatory activation of deep abdominal muscles in healthy and chronic low back pain populations. *Gait and Posture*, v. 41, n. 2, p. 440-447, 2014.

MCCLAIN, Rance et al., Injury profile of mixed martial arts competitors. *Clinical Journal of Sports Medicine*, v. 24, n. 6, p. 497-501, 2014.

MCGILL, Stuart M et al., Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 4, p. 353-359, 2003.

MORIARTY, Christopher; CHARNOFF, J.; FELIX, Elizabeth Roy. Injury rate and pattern among Brazilian jiu jitsu practitioners: A survey study. *Physical Therapy in Sport*, v. 39, p. 107-113, 2019.

MURPHY, Donald R. et al. Interexaminer Reliability of the Hip Test for Suspected Impaired Motor Control of the Lumbar Spine. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, v. 29, n. 5, p. 347-377. Jun. 2006.

O'SULLIVAN, Peter. Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: Maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Manual Therapy*, v. 10, n. 4, p. 242-255, 2005.

O'SULLIVAN, Peter B.; TWOMEY, Lance; ALISSON, Carry T. Dysfunction of the neuromuscular system in the presence of low back pain – implications for physical therapy

- management. *Journal of Manual and Manipulative Therapy*, v. 5, n. 1, p. 20-26, 1997.
- PANJABI, Manohar M. clinical spinal instability and low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 4, p. 371-379, 2003.
- PANJABI, Manohar M. The stabilizing system of the spine: Part 1. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, v. 5, n. 4, p. 383-389, 1992.
- PIERCE, M. N.; LEE, W. a muscle firing order during active prone hip extension. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 12, n. 1, p. 2-9, 1990.
- PURCELL, Laura; MICHELI, Lyle. Low back pain in Young athletes. *Sports Health*, v. 1, n. 3, p. 212-222, 2009.
- REIS, Felipe J.J. et al. Chronic low back pain and disability in Brazilian jiu-jitsu athletes. *Physical Therapy in Sport*, v. 16, n. 4, p. 340-343, 2015.
- ROLAND, M. O. A critical review of the evidence for a pain spasm pain cycle in spinal disorders. *Clinical Biomechanics*. V.1, p. 102-109, 1986.
- SAKAMOTO, A. C.L. et al. Gluteus maximus and semitendinosus activation during active prone hip extension exercises. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 13, n. 4, p. 335-342, 2009.
- SHARMANN AS. Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes. St Louis: Mosby, 2002.
- SNIJDERS, Chris J. et al. EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: Validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 8, n. 4, p. 205-214, 1998.
- SUEHIRO, Todanobu et al. Individuals with chronic low back pain demonstrate delayed onset of the back muscle activity during prone hip extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 25, n. 4, p. 675-680, 2015.
- SUEHIRO, Todanobu et al. Trunk muscle activation patterns during active hip abduction test during remission from recurrent low back pain: an observational study. V. 5, p. 1 – 9, 2021
- TATEUCHI, Hiroshige et al. Balance of hip and trunk muscle activity is associated with increased anterior pelvic tilt during prone hip extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 22, n. 3, p. 391-397, 2012.
- TRAVEL, Janet; RINZLER, Seymour; HERMAN, Myron. Pain and disability of the shoulder and arm: Treatment by intramuscular infiltration with procaine hydrochloride. *Journal of The American Medical Association*, v. 120, n. 6, p. 417-422, 1942.
- VAN DIEËN, Jaap H.; SELEN, Luc P.J.; CHOLEWICKI, Jacek. Trunk muscle activation in low back pain patients, an analysis of the literature. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 4, p. 333-351, 2003.
- VIDAL ANDREATO, L. et al. Estimated aerobic power, muscular strength and flexibility

in elite Brazilian Jiu jitsu athletes. *Science and Sports*, v. 26, n. 6, p. 329-337, 2011.

VLEEMING, Andry et al. The posterior layer of the thoracolumbar fascia: Its function in load transfer from spine to legs. *Spine*. ,1995.

VOGT, Lutz; BANZER, W. Dynamic testing of the motor stereotype in prone hip extension from neutral position. *Clinical Biomechanics*, v. 12, n. 2, p. 122-127, mar. 1997.

WATTANANON, Peemongkon et al. Lumbar Multifidus and Erector Spinae Muscle Synergies in Patients with Nonspecific Low Back Pain During Prone Hip extension: A Cross-sectional Study. *PM and R*, v. 11, n. 7, p. 694-702, 1 jul. 2019.