



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA**  
**FACULDADE DE FISIOTERAPIA**  
**MESTRADO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO E**  
**DESEMPENHO FÍSICO-FUNCIONAL**

**Patrícia Cardoso Clemente**

**Percepção de esforço, controle postural e padrão de recrutamento muscular em cinco  
variações do exercício quadrúpede**

Juiz de Fora

2019

**Patrícia Cardoso Clemente**

**Percepção de esforço, controle postural e padrão de recrutamento muscular em cinco variações do exercício quadrúpede**

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestra em Fisioterapia. Área de concentração: Desempenho e Reabilitação em diferentes condições de saúde

Orientador: Dr. Marco Antonio Cavalcanti Garcia  
Co Orientador: Dr. Eduardo José Danza Vicente

Juiz de Fora  
2019

## FICHA CATALOGRÁFICA

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Clemente, Patrícia Cardoso.

Percepção de esforço, controle postural e padrão de recrutamento muscular em cinco variações do exercício quadrúpede. / Patrícia Cardoso Clemente. -- 2019.

58 p.

Orientador: Marco Antonio Cavalcanti Garcia

Coorientador: Eduardo José Danza Vicente

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Fisioterapia. Programa de Pós Graduação em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico Funcional, 2019.

1. Contração muscular. 2. Eletromiografia. 3. Estabilometria. 4. Coluna Vertebral. 5. Terapia por Exercícios. I. Garcia, Marco Antonio Cavalcanti , orient. II. Vicente, Eduardo José Danza , coorient. III. Título.

**Patrícia Cardoso Clemente**

**Percepção de esforço, controle postural e padrão de recrutamento muscular em cinco variações do exercício quadrúpede**

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico-Funcional da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestra em Fisioterapia. Área de concentração: Desempenho e reabilitação em diferentes condições de saúde.

Aprovada em 03 de dezembro de 2019

**BANCA EXAMINADORA**

---

Dr. Marco Antonio Cavalcanti Garcia - Orientador  
UFJF

---

Dr. Eduardo José Danza Vicente – Co Orientador  
UFJF

---

Dr. Thiago Lemos de Carvalho  
UNISUAM

---

Dr. André Calil e Silva  
UFJF

---

Dr. Diogo Simões Fonseca  
UFJF

## RESUMO

**JUSTIFICATIVA:** Devido a alta prevalência de dor lombar na população, os exercícios quadrúpedes são frequentemente incluídos em programas de exercícios, tanto na prevenção quanto no tratamento. Podemos verificar diversas variações sobre o exercício quadrúpede clássico (*Bird dog*) e dada a sua relevância, evidencia-se a necessidade de uma caracterização mais objetiva quanto às suas diferentes formas de execução, tornando-o mais eficiente e seguro.

**OBJETIVO:** O objetivo deste estudo foi analisar a atividade muscular dos músculos do tronco e abdome, a estabilometria palmar e o índice de esforço percebido (BORG) durante exercícios de estabilização do tipo quadrúpede, comparando o exercício tradicional – *Bird dog* – com 4 outras variações de amplo uso na fisioterapia e na educação física.

**MÉTODO:** Trinta voluntárias saudáveis realizaram os cinco exercícios quadrúpedes propostos (quadrúpede “*Bird dog*” clássico; elevação simétrica de membros superiores com apoio abdominal na bola suíça; clássico com apoio abdominal na bola suíça e quadrúpede com flexão de ombro contra lateral e quadrúpede com elevação de membro superior em extensão e elevação de inferior homolateral). A eletromiografia de superfície foi registrada bilateralmente nos músculos transversos do abdome (TA), multífidos (MD), longuíssimo do dorso (LD) e iliocostais (IC). A estabilometria palmar foi obtida com o registro do centro de pressão da mão direita sobre tapete de pressão e o índice de esforço percebido a partir da escala de Borg.

**RESULTADOS:** O exercício quadrúpede clássico apresentou ativação simétrica entre os dois lados mensurados dos músculos variando aproximadamente de 43,74 a 60,57% da contração voluntária máxima (CVM). A condição de elevação de membros superiores simetricamente com o abdome apoiado na bola suíça apresentou ativação significativamente maior por parte dos músculos do tronco do que as demais condições (entre 58,51 a 75,38% da CVM,  $p < 0,0005$ ) e menor ativação dos músculos transversos abdominais (aproximadamente 31,48% da CVM,  $p < 0,0008$ ). Quanto à estabilometria e o índice de Borg, a condição homolateral sugeriu uma instabilidade maior com diferença estatisticamente significativa ( $p = 0,0114$ ).

**CONCLUSÃO:** Conclui-se que o exercício que se mostrou mais desafiador quanto à estabilidade palmar e quanto ao esforço percebido foi o quadrúpede homolateral. No entanto, o mesmo não foi aquele que resultou em maior recrutamento muscular. Quanto à esta condição, o exercício clássico foi aquele que apresentou menores diferenças entre os níveis de recrutamento entre os músculos estudados, bilateralmente, mostrando-se uma excelente opção para aqueles sujeitos que necessitam de condicionamento muscular postural. Entre estas cinco condições, o exercício com elevação de membros superiores simultaneamente com apoio abdominal na bola suíça resultou em maiores

níveis significativos de recrutamento muscular, quanto à musculatura extensora de tronco. No entanto, esta condição também resultou em menor ativação muscular quanto à musculatura abdominal.

Palavras-chave: Contração muscular. Eletromiografia. Estabilometria. Coluna Vertebral.  
Terapia por Exercícios.

## ABSTRACT

**BACKGROUND:** Due to the high prevalence of low back pain in the population, quadruped exercises are often included in exercise programs, both in prevention and treatment. We can see several variations on the classical four-legged exercise (Bird dog) and given its relevance, there is a need for a more objective characterization as to its different forms of execution, making it more efficient and safer. **OBJECTIVE:** The aim of this study was to analyze the muscular activity of trunk and abdomen muscles, palmar stabilometry and the perceived exertion index (BORG) during quadruped stabilization exercises, comparing to the traditional exercise - Bird dog - with 4 other variations. widely used in rehabilitation and physical education. **METHOD:** Thirty healthy volunteers performed five proposed quadruped exercises (classical “bird dog quadruped”; upper limbs symmetrical elevation with abdominal support on the swiss ball; classic with abdominal support on the swiss ball and quadruped with shoulder flexion and quadruped with elevation). upper limb extension and lower homolateral elevation). Surface electromyography was recorded bilaterally in the transverse abdomen (TA), multifidus (MD), Longissimus spinalis (LD) and iliocostals (CI) muscles. Palmar stabilometry was obtained by recording the right-hand center of pressure on a pressure mat and the perceived exertion index from the Borg scale. **RESULTS:** The classic quadrupedal exercise showed symmetrical activation between the two measured sides of the muscles, ranging from approximately 43.74 to 60.57% of the maximum voluntary contraction (MVC). The condition of upper limbs symmetrical elevation with the abdomen supported by the swiss ball showed significantly greater activation by the trunk muscles than the other conditions (between 58.51 to 75.38% of the MVC,  $p < 0.0005$ ) and lower activation of the transverse abdominal muscles (approximately 31.48% of the MVC,  $p < 0.0008$ ). Regarding the stabilometry and the Borg index, the homolateral condition suggested a higher instability with a statistically significant difference ( $p = 0.0114$ ). **CONCLUSION:** It was concluded that the exercise that proved to be the most challenging regarding palmar stability and perceived exertion was the homolateral quadruped (EQ5). However, the same was not the one that resulted in greater muscle recruitment. Regarding this condition, the classical exercise (EQ1) was the one that presented smaller differences between the recruitment levels between the studied muscles, bilaterally, proving to be an excellent option for those subjects who need postural muscle conditioning. Among these five conditions, exercise with upper limb elevation simultaneously with abdominal support on the Swiss ball (EQ3) resulted in significant higher levels of muscle recruitment as regards trunk

extensor musculature. However, this condition also resulted in less muscle activation than abdominal muscles.

Keywords: Muscle contraction. Electromyography. Stabilometry Spine. Exercise Therapy.



## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO .....	10
1.1. Revisão anatômica .....	13
1. OBJETIVO.....	15
1.1. Objetivo Primário.....	15
1.2. Objetivos secundários .....	15
2. MÉTODO.....	16
2.1. Desenho e aspectos éticos.....	16
2.2. Caracterização da amostra .....	16
2.3. Instrumentação.....	17
2.4. Avaliação inicial .....	19
2.5. Exercícios Executados .....	19
2.6. Aquisição e processamento dos sinais de sEMG .....	23
2.7. Aquisição e processamento dos sinais de controle postural .....	24
2.8. Escala de esforço.....	25
2.9. Análise Estatística.....	25
3. RESULTADOS.....	27
3.1. Caracterização da população.....	27
3.2. Escala de Percepção de Esforço de Borg.....	27
3.3. Estabilometria .....	27
3.4. Eletromiografia de superfície.....	28
3.4.1. Caracterização do recrutamento muscular em cada condição.....	28
3.4.2. Comparação dos músculos entre condições .....	33
4. DISCUSSÃO:.....	36
4.1. Escala de Borg .....	36
4.2. Estabilometria .....	37
4.3. Atividade Eletromiográfica.....	38
4.3.1. Exercício quadrúpede clássico (EQ1) .....	38
4.3.2. Exercício quadrúpede com movimento de extensão de membro superior.....	40
4.3.3. Exercício quadrúpede homolateral (EQ5).....	40
5. CONCLUSÕES:.....	41
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	42
ANEXOS.....	47
Anexo 1 – Questionário Internacional de Atividade Física .....	47
Anexo 2 –Escala de Borg Modificada .....	50
APÊNDICES .....	51
Apêndice 1 - TCLE.....	51
Apêndice 3 – Ficha de Avaliação Inicial .....	53

## AGRADECIMENTOS

*“Aqueles que passam por nós, não vão sós, não nos deixam sós.*

*Deixam um pouco de si, levam um pouco de nós.”*

*Antoine de Saint – Exupéry*

Estes dois anos, em que tive o privilégio de realizar meu mestrado nessa jornada incrível de desafios, construção, aprendizado e amadurecimento, existe uma imensa gratidão. Nesta hora o peito se enche de felicidade por saber que esta dissertação tem um pouco de tantas pessoas!

Agradeço primeiro a Deus. Sem Ele, nada existiria. Vejo Sua mão cuidando de cada detalhe do meu sonho. Inclusive de obter meu título de mestra na faculdade que, há duas décadas, recebi meu título de Fisioterapeuta.

Agradeço aos meus queridos esposo Carlos e filho Vitor. Meus amores, minha vida. Me incentivaram, me apoiaram, acolheram minhas lágrimas e compreenderam de maneira única meus momentos de ausência (que foram muitos!). Sem vocês, a caminhada não valeria a pena.

Agradeço as minhas irmãs Cris e Carol, meus cunhados Lucas e Aleksandro, meus sobrinhos Theo e Arthur. Em especial minha mãezinha Nilza e meu “paidrastró” André. Vocês são a melhor família de todo mundo. Agradeço ao meu Pai Oseas (*in memorian*), que me ensinou a nunca desistir de um sonho.

Tenho tanto a agradecer meus orientadores: Dr. Marco Garcia e Dr. Eduardo Danza. O aprendizado, que generosamente me ofertaram, foi além do mestrado: foi para a vida. Muito, muito obrigada! Meus respeitosos agradecimentos pela contribuição da banca do exame de qualificação e pela participação dos membros da defesa.

Agradeço aos meus amigos de turma, em especial minha parceira de mestrado Luane Landim e aos professores da Fisioterapia da UFJF, funcionários que tanto me acolheram.

Manifesto meu agradecimento a minhas sócias Cinthia de Almeida, Cris e Carol, aos colaboradores do COP fisioterapia e Espaço Musicale, aos meus amigos da SUPREMA, em especial aos meus coordenadores Dr. Plínio e Dr. Djalma que entenderam minha ausência e, mais que isso, me incentivaram a vencer!

Um sonho realizado que não foi sonhado sozinho. Obrigada aos meus amigos, às “amoras”, aos irmãos de fé da minha amada Igreja Filadélfia, e a todos aqui não citados.

Amo vocês.

Mais uma etapa vencida! E tenho certeza, o melhor ainda está por vir. É só o começo!

## LISTA DE SIGLAS

CoP	Centro de pressão
CV	Coluna vertebral
CVM	Contração isométrica voluntária máxima
DL	Dor lombar
EQ	Exercício quadrúpede
EQ1	Exercício quadrúpede clássico
EQ2	Exercício quadrúpede com apoio abdominal em uma bola suíça e elevação simétrica de membros superiores
EQ3	Exercício quadrúpede clássico com apoio abdominal na bola suíça
EQ4	Exercício quadrúpede com extensão de ombro
EQ5	Exercício quadrúpede homolateral
IC	Músculo Iliocostal
IPAQ	Questionário Internacional de Atividade Física
LD	Músculo Longuíssimo do dorso
MD	Músculo Multifído
MI	Membro inferior
MMII	Membros inferiores
MMSS	Membros superiores
MS	Membro superior
RMS	Raíz média quadrática
sEMG	Eletromiografia de superfície
TA	Músculo Transverso abdominal
TCLE	Termo de consentimento livre e esclarecido

## 1. INTRODUÇÃO

Distúrbios na coluna vertebral (CV), especialmente o segmento lombar, trazem um impacto negativo na capacidade laboral e no bem-estar do indivíduo, comprometendo a saúde física e psicológica e refletindo num declínio de desempenho nas atividades sociais, incluindo trabalho e família (AIRAKSINEN *et al.*, 2006; HOY *et al.*, 2010; MANCHIKANTI *et al.*, 2014). A dor lombar (DL) é uma condição que pode atingir 84% das pessoas em algum momento da vida. Sendo assim, a DL representa uma queixa altamente prevalente na população mundial (CHOU *et al.*, 2007; MANCHIKANTI *et al.*, 2014). Estudos inferem que a DL afeta mais de 50% dos adultos brasileiros e tem uma prevalência entre 13,1% e 19,5% nos adolescentes (NASCIMENTO *et al.*, 2015). Além disso, mulheres são mais acometidas que homens (SCHNEIDER, 2007). Um estudo recente desenvolvido na Itália apontou que um quarto da população italiana sofre de dor lombar e que os índices europeus estão na faixa dos 21 % da população (LATINA *et al.*, 2019).

Hoy *et al.* (2012) sugerem que a DL terá uma incidência ainda maior nas próximas décadas e, por este motivo, o entendimento de ações curativas e preventivas eficazes são necessárias. É conhecido que a aptidão do controle motor é fundamental para garantir a estabilidade desejada nas diversas condições impostas sobre a coluna no dia a dia (MCGILL *et al.*, 2003). Embora haja consenso de que a etiologia da dor lombar é multifatorial (DELITO *et al.*, 2012), a instabilidade da CV é considerada a principal causa das lombalgias (LEONE *et al.*, 2007). O exercício para estabilização da coluna, portanto, é considerado a principal intervenção para o tratamento da DL (AIRAKSINEN *et al.*, 2006). Os sistemas sensoriais e motores devem ser capazes de ativar corretamente seus mecanismos para estabilizar e proteger a CV e ao mesmo tempo permitir o movimento. Esta complexa interação é essencial para a prevenção da DL (PANJABI, 2003). Há indícios de que a insuficiência no controle motor seja um risco predisponente de lesões na coluna lombar (MCGILL *et al.*, 2003). O desenvolvimento do controle motor apresenta um efeito imediato na diminuição da lombalgia por instabilidade (HIDES *et al.*, 2016).

A estabilidade muscular, em particular, refere-se ao nível de ativação muscular necessária para resistir às cargas e sustentar posturas e movimentos (EKSTROM *et al.*, 2007). É um processo dinâmico que inclui posições estáticas e movimentos controlados (BARR *et al.*, 2005). Esta estabilidade está intimamente ligada a coativação dos músculos do tronco e, em situações normais, apenas 10% dessa coativação é suficiente para a este controle (STEVENS *et al.*, 2007). Porém, por exemplo, em casos de frouxidão ligamentar ou no caso de uma lesão

discal, faz-se necessário oferecer maior estabilidade por meio de um recrutamento muscular mais acentuado (STEVENS *et al.*, 2007). A integração entre os diferentes sistemas é de extrema relevância para favorecer um controle mais adequado do esqueleto axial e, por sua vez, estes movimentos axiais são responsáveis pela base na interação com o ambiente e o desempenho em atividades de vida diária (AKUTHOTA *et al.*, 2008).

Com a finalidade de exercitar estes músculos para a estabilização da coluna, justificados pela prevalência na população e pelo papel fundamental da atividade física nas atividades diárias, exercícios são frequentemente utilizados, tanto na fisioterapia quanto na educação física, com a finalidade de tratar e prevenir afecções da CV. Dentre os exercícios de estabilização, podemos observar a frequente utilização do exercício quadrúpede (EQ), onde o indivíduo assume uma postura de quatro apoios, usando os membros superiores e inferiores apoiados ao solo. Infere-se que a utilização do EQ estimule a estabilização dinâmica da cintura pélvica e escapular, favorece o alongamento axial da CV e promove o fortalecimento dos músculos abdominais e paravertebrais. Além disso, a posição em quatro apoios favorece um maior controle do músculo transverso abdominal durante o movimento axial. Por ser tratar de uma atividade que envolve todo o corpo, favorece a movimentação adequada do esqueleto axial na postura bípede (GORBET *et al.*, 2010; PIROUZI *et al.*, 2013; KELLY *et al.*, 2016).

Este exercício também é conhecido pelos nomes: *Leg and arm pull front*, “Perdigueiro”, *Bird dog* e “extensão de quadril e ombro em posição de quatro apoios”. Verifica-se seu amplo uso, tanto na literatura da cinesioterapia clássica, quanto nas técnicas de reabilitação como Pilates (KELLY *et al.*, 2016) e método Klapp (IUNES *et al.*, 2010). Por esta importância, verificamos sua inserção em diversos estudos comparativos (EKSTROM *et al.*, 2008; PIROUZI *et al.*, 2013; SILVA *et al.*, 2013; KELLY *et al.*, 2016; HORSACK *et al.*, 2017).

Observamos a existência de diversas variações de execução do EQ tanto na prática clínica quanto na literatura. Há mudanças no posicionamento, com ou sem apoio, além de diferentes formas de execução: com movimentos simétricos ou assimétricos, contralateral ou homolateral. Levando-se em consideração que a variação de execução de um exercício pode interferir significativamente no grau de ativação da musculatura envolvida (PIROUZI *et al.*, 2013) e do equilíbrio (GRASSI *et al.*, 2011; ROSÁRIO, 2014), podemos compreender que é extremamente importante o conhecimento objetivo da ativação muscular em cada variação do EQ, bem como o comportamento da estabilidade estática proveniente da assimetria na descarga de peso e do nível de esforço percebido pelo paciente (BORG, 2000) a fim de tornar mais claro e seguro o momento da sua inclusão em um programa de reabilitação.

Conhecer e entender objetivamente os exercícios usados na prática clínica se faz necessário. Para esta finalidade, a eletromiografia de superfície (sEMG) tem sido uma ferramenta muito utilizada para definir e quantificar o grau de ativação muscular (CALLAGHAN *et al.*, 1998; KELLY *et al.*, 2016), oferecendo desta forma dados concretos para uma progressão adequada na dificuldade de execução de determinados exercícios (SILVA *et al.*, 2013). Há uma grande variedade de estudos objetivando mensurar o EQ e compará-lo por meio da sEMG (STEVENS *et al.*, 2007; YODAS *et al.*, 2014; SILVA *et al.*, 2013; KELLY *et al.*, 2016).

Garcia-Vaqueiro *et al.* (2012) compararam o EQ com outros exercícios da cinesioterapia tradicional com finalidade de fortalecimento de *core*. Constatou-se que o EQ clássico produziu maior atividade nos músculos oblíquos interno no lado da elevação do membro superior e nos músculos espinhais do lado contralateral. Em outra pesquisa, verificou-se a comparação de quatro variações diferentes deste exercício com o uso do acessório bola suíça (MARSHALL *et al.*, 2005). Os dados deste trabalho sugerem que a superfície instável aumentou a ativação dos retos abdominais quando comparados ao quadrúpede, embora não tenha havido diferenças significantes nos demais músculos investigados nas condições propostas no estudo. Quando o EQ foi comparado a exercícios extensores de coluna em posturas prono e sentado, os resultados apontaram para maior ativação muscular de extensores da coluna lombar no EQ do que nas demais condições, corroborando a indicação deste exercício como abordagem adjuvante no tratamento e prevenção de instabilidade lombar (KELLY *et al.*, 2016).

PIROUZI *et al.* (2013) estudaram a atividade muscular dos músculos oblíquos interno, transversos e multifidos em todas as fases de cada movimento do EQ clássico, que se inicia em quatro apoios e onde se realiza a flexão do ombro e a extensão do membro inferior contralateral. Os resultados deste estudo mostraram que o recrutamento muscular de todos os músculos estudados durante o exercício quadrúpede fornece estabilidade, coordenação e suavidade de movimentos, comprovando sua importância no tratamento de afecções de coluna lombar.

É pertinente ressaltar que o uso de exercícios não é exclusivo à reabilitação física, sendo utilizada também na prevenção de condições dolorosas, no nosso contexto, a lombalgia. E, apesar da geração de força não estar vinculada exclusivamente ao grau de ativação muscular, os dados eletromiográficos sobre o comportamento da musculatura, aliado a outros conhecimentos sobre o controle postural e mensuração de esforço se tornam essenciais e complementares, visto que o desconhecimento das cargas efetivas provocadas por um exercício pode causar lesões na coluna lombar (MCGILL, 2001). Diante do apresentado, o objetivo do presente estudo foi caracterizar o perfil de recrutamento muscular, do controle postural e do

esforço percebido de cinco variações do exercício quadrúpede, comumente adotados na prática clínica e esportiva, para que se tenha maior clareza sobre a progressão na adequação destes exercícios no processo de tratamento.

### 1.1.REVISÃO ANATÔMICA

O sistema muscular estabilizador da CV é formado pelos músculos multífidos, transversos abdominais, oblíquos internos, enquanto os músculos longuíssimo do dorso, reto abdominal, íliocostal e oblíquo externo são denominados músculos estabilizadores globais (BERGMARK, 1996; DANNEELS *et al.*, 2001). Para nosso estudo eletromiográfico, foram escolhidos quatro músculos para serem mensurados: longuíssimo do dorso (LD), íliocostal (IC), multífido (MD) e transverso abdominal (TA), todos bilateralmente. Segundo Kendal (2007), esta musculatura está intimamente relacionada com a estabilidade dinâmica.

O MD com origem e inserção direta na coluna, possui uma importante função estabilizadora local (MAYER, 2007). Apresenta um complexo de feixes musculares com inserção nos processos mamilares das facetas articulares superiores e nas apófises espinhosas e lâminas vertebrais lombares (MACINTOSH *et al.*, 1996). Suas fibras profundas se cruzam em dois segmentos vertebrais e as fibras mais longas e superficiais atravessam até cinco segmentos. Funcionalmente, os multífidos profundos promovem a compressão e um momento de limitação à extensão, que é um importante papel para o controle motor durante a movimentação da CV. Já sua porção mais superficial, juntamente com os eretores espinhais longuíssimo e iliocostal, realizam a extensão contribuindo com uma contração antagonista ao movimento para aumentar a rigidez e proteção na flexão lateral (HODGES, 2019). A atrofia deste é diretamente relacionada à dor lombar (STROKES *et al.*, 1992; EKSTRON *et al.*, 2008). Hides (2008), demonstrou que exercícios estabilizadores lombares com ênfase no controle motor dos multífidos em jogadores, evidenciaram um aumento no diâmetro muscular e constatou-se um menor índice de lesões durante a competição e menor queixa de dores lombares. Baseado nesses dados, Hides (2008), afirma que pacientes com dores lombares experimentam alívio de dor quando submetidos a um programa de exercício focado na ativação do músculo supracitado.

Os eretores espinhais, compostos pelos músculos LD e IC, em função da sua extensão, e por possuir vários segmentos, tornam-se importantes na geração de movimento das articulações da CV (MCGILL, 2001). Os LD originam-se nos processos acessórios das facetas articulares superiores e vão se inserir na crista ilíaca (MACINTOSH *et al.*, 1996). Os músculos IC originam-se como quatro lâminas sobrepostas das pontas dos processos transversos das

vértebras L1 a L4 e inserem-se na espinha íliaca pósterio superior e na parte superior da crista íliaca. Por fim, o TA, tem sua origem na fáscia toracolombar, entre a crista íliaca, na face interna das seis cartilagens costais inferiores, onde se liga no diafragma, o terço lateral do ligamento inguinal e dois terços anteriores do lábio inferior da crista íliaca sendo considerado o mais profundo dos músculos abdominais. (WILLIANS *et al.*, 1989). Este músculo atua como importante estabilizador lombopélvico nas tarefas funcionais. Acredita-se que seja pela pressão causada intra abdominal somado à tensão na fáscia e na compressão das articulações na sínfise púbica (HODGES *et al.*, 1999). Pesquisas apontaram para um atraso na ativação deste músculo durante os movimentos axiais em pessoas que referiam lombagia (HODGES *et al.*, 1998).



## **1. OBJETIVO**

### **1.1.OBJETIVO PRIMÁRIO**

Caracterizar por meio da eletromiografia de superfície o perfil de recrutamento dos músculos transverso abdominal, iliocostal, longuíssimo e multífido em cinco variações do exercício quadrúpede.

### **1.2.OBJETIVOS SECUNDÁRIOS**

Comparar a estabilometria palmar entre as condições propostas.

Comparar os dados de ativação muscular e estabilometria com o índice de Borg.

Comparar a ativação de cada músculo em cada variação estudada.

## 2. MÉTODO

### 2.1. DESENHO E ASPECTOS ÉTICOS

Tratou-se de um estudo transversal, com componentes descritivos e analíticos. Para participar do estudo, os indivíduos assinaram e concordaram com o Termo de Consentimento Livre Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE 1). O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Juiz de Fora, de parecer nº 2.634.323.

### 2.2. CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

Foram avaliados 30 participantes do gênero feminino com idade variando de 18 a 25 anos, IMC < 25 kg/m<sup>2</sup>, com dominância à direita, sendo estas classificadas por meio do *Handedness Questionnaire* versão adaptada *on line* (HALLAL *et al.*, 2007). Elas foram classificadas como sedentárias ou insuficientes ativas de acordo com o Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ), em sua versão curta (MATSUDO *et al.*, 2001) (ANEXO 2). O tamanho da amostra foi calculado no programa GPower (FAUL *et al.*, 2007), o delineamento do estudo, um tamanho de efeito médio pelo  $f (=0,25)$  de Cohen, chegando-se a um tamanho mínimo de 29 voluntárias para um poder do teste de pelo menos 0,80 com nível de significância de 5%.

Foram excluídas da amostra participantes com auto relato de patologias como: lombalgia incapacitante nos últimos 12 meses; hérnia de disco; escoliose; doenças neurológicas ou infecciosas; dismetria de membros inferiores (MMII) e ou membros superiores (MMSS) verificadas no exame físico com os pesquisadores; dores na coluna durante o dia da coleta; câncer e gravidez, que apresentem intervenções cirúrgicas na CV; participantes que não conseguiram executar todas as variações do EQ no treinamento inicial com os pesquisadores da coleta; os que apresentarem lesões na pele nos locais de fixação dos eletrodos e os que não assinarem o TCLE (APÊNDICE 1).

### 2.3. INSTRUMENTAÇÃO

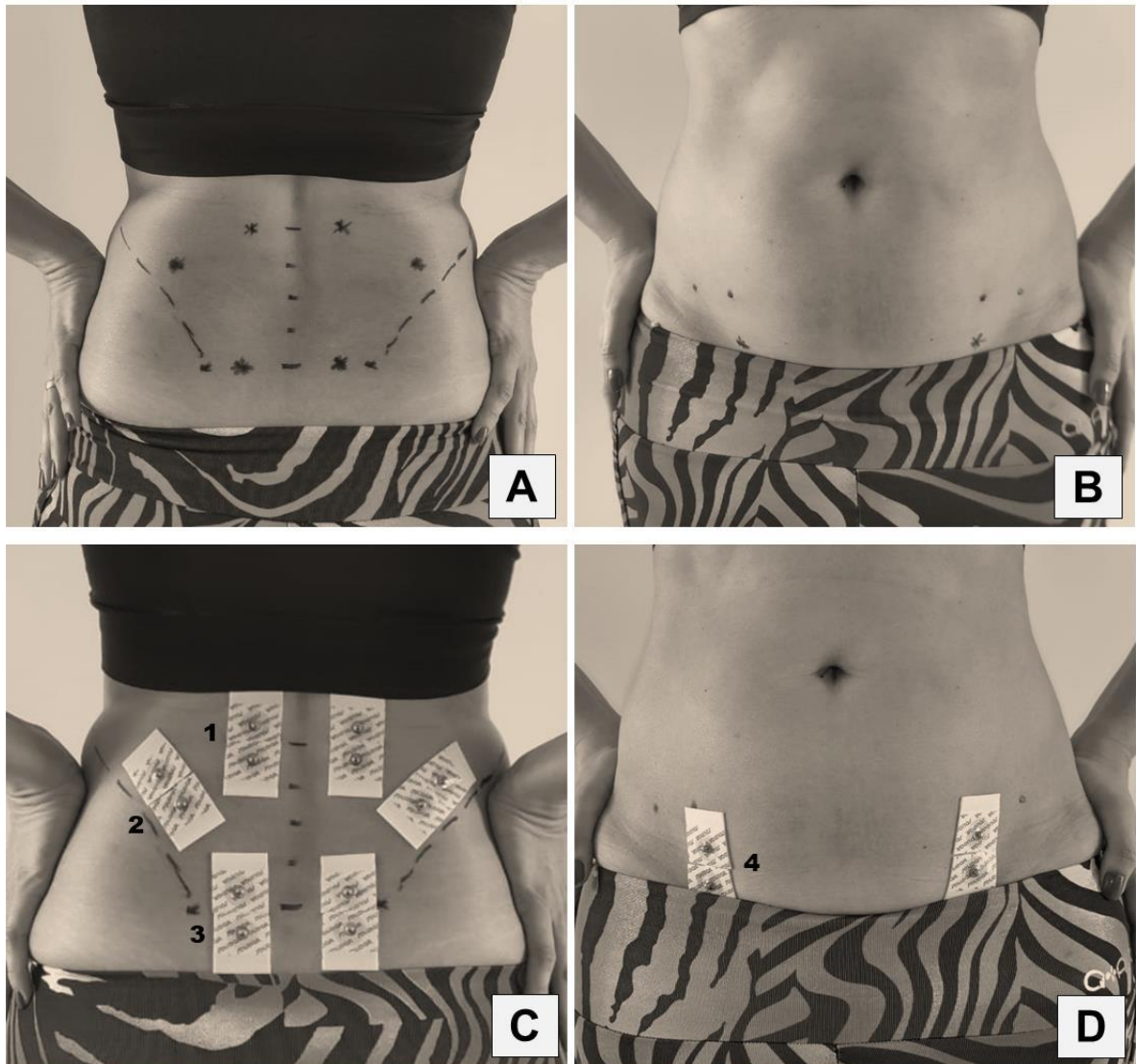
Foi avaliado o índice de massa corpórea (IMC) por meio do cálculo do IMC pelo peso e altura aferidos em uma balança marca ZTFI<sup>®</sup>, modelo Id1050 devidamente aferida pelo INMETRO (Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial).

Para a avaliação eletromiográfica, a pele foi limpa vigorosamente com álcool 70%. Quando necessário, foi realizada a tricotomia com aparelho barbeador descartável e esfregaço com bucha e álcool para diminuir ao máximo a impedância da pele. Os músculos mensurados foram os músculos transversos abdominais (TA), iliocostais (IC), longuíssimos do dorso (ID) e multífidos (MD), todos bilateralmente com a distância intereletrodos de 20 mm, segundo recomendação do *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM; HERMENS *et al.*, 2000).

Para o músculo IC, os eletrodos foram fixados na distância de um dedo medial à linha traçada da espinha ilíaca ântero-superior (EIPS) até o ponto mais baixo da 12<sup>a</sup> costela, ao nível da segunda vértebra lombar (L2). No músculo LD, os eletrodos foram fixados dois dedos laterais ao processo espinhoso da primeira vértebra lombar (L1). Para os MD, os eletrodos foram fixados na altura da vértebra L5, 3 cm de seu processo espinhoso. O eletrodo de referência foi colocado na proeminência da vértebra C7. Os eletrodos dos músculos TA foram posicionados 2 cm medial e inferior a espinha ilíaca ântero superior, tal como descrito no trabalho de KNOX *et al.*, 2017 (FIGURA 1).

Foram observadas as normas pertinentes ao registro adequado de sinais SEMG recomendados pela *Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia* (ISEK) e SENIAM.

**Figura 1.** Marcação dos pontos anatômicos para colocação dos eletrodos vista posterior (A) e anterior (B) e colocação dos eletrodos de sEMG nos músculos LD (1), IC(2), M(3) e TA (4).



Fonte: Arquivo dos pesquisadores

## 2.4. AVALIAÇÃO INICIAL

Os indivíduos foram submetidos ao IPAQ (ANEXO1), ao teste de lateralidade *Handedness Questionnaire* (versão adaptada *on line* realizado oralmente e com tradução livre) e um exame físico realizado pelos pesquisadores do trabalho por meio de uma observação visual da postura na posição bípede em três vistas: frontal, dorsal e lateral (APÊNDICE 2), a fim de estabelecer os critérios de inclusão e exclusão do trabalho.

## 2.5. EXERCÍCIOS EXECUTADOS

Os indivíduos foram familiarizados pelos pesquisadores quanto aos exercícios em momento prévio à coleta para garantir a execução perfeita de cada variação do EQ.

Os exercícios foram cuidadosamente executados sob o comando dos pesquisadores e na posição final, a participante permaneceu nesta postura durante cinco segundos. Nesse tempo foram coletados dados referentes à eletromiografia e à estabilometria palmar de apoio. Para cada participante a ordem dos exercícios foi randomizada. Cada exercício foi repetido três vezes, com 30 segundos de descanso entre eles e cinco minutos antes de começar o próximo exercício na tentativa de minimizar os efeitos da fadiga. Ao término das repetições, cada participante classificou o exercício quanto ao esforço percebido pelo índice de Borg. Para fins de análise dos dados, foram mensurados os dados obtidos na coleta obtida na segunda repetição. Foi usada uma bola suíça de 55 ou 65 cm, dependendo da inicial altura do sujeito na posição de 4 pontos em dois exercícios, para garantir que a postura do tronco fosse consistente para a execução perfeita da atividade proposta. As participantes realizaram cinco formas distintas de execução do EQ descritas abaixo:

1. EQ clássico (EQ1) - Posição inicial: indivíduo em quatro apoios, joelhos alinhados na largura da articulação coxofemoral, membros superiores (MMSS) em flexão de ombro de 90° com as mãos posicionadas na largura do ombro. Movimento: flexão do ombro (MS) a 180° com rotação externa do ombro com antebraço neutro. Extensão do quadril (MI) contralateral até 0° com flexão plantar máxima (FIGURA 2);

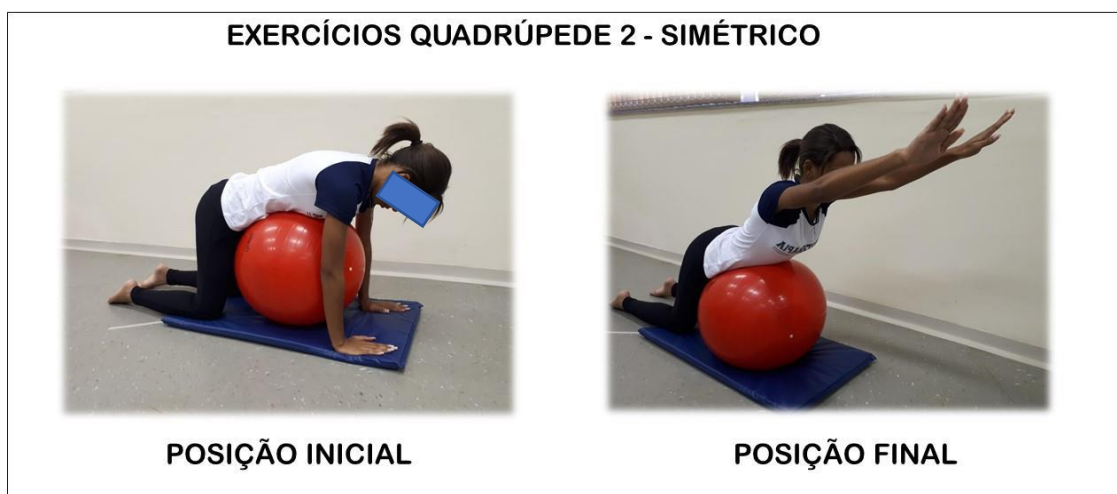
**Figura 2.** Posição inicial e final do exercício quadrúpede (EQ1), flexão do ombro a 180° com rotação externa do ombro com antebraço neutro. Extensão coxofemoral contralateral até 0° com flexão plantar máxima.



Fonte: Arquivo pessoal dos pesquisadores.

2. EQ com apoio abdominal em uma bola suíça e elevação simétrica de MMSS (EQ2): Posição inicial: indivíduo em quatro apoios, joelhos alinhados na largura da articulação coxofemoral, membros superiores em flexão de ombro de 90° com as mãos posicionadas na largura do ombro. No entanto, diferentemente do anterior, o indivíduo apoiara o tronco na bola suíça. Movimento: flexão dos ombros a 180° com rotação interna, cotovelos estendidos com antebraço neutro (FIGURA 3).

**Figura 3.** Posição inicial e final do exercício quadrúpede simétrico (EQ2): flexão dos ombros à 180° com rotação interna, cotovelos estendidos com antebraço neutro.



Fonte: Arquivo pessoal dos pesquisadores.

3. Exercício quadrúpede clássico com apoio abdominal na bola suíça (EQ3)  
 Posição inicial: indivíduo em quatro apoios, joelhos alinhados na largura da articulação coxofemoral, membros superiores em flexão de ombro de 90° com as mãos posicionadas na largura do ombro com o apoio do tronco na bola suíça. Movimento: flexão dos ombros a 180° com rotação externa, cotovelos estendidos com antebraço neutro (FIGURA 4).

**Figura 4.** Posição inicial e final do exercício quadrúpede com bola (EQ3): flexão dos ombros a 180° com rotação externa, cotovelos estendidos com antebraço neutro. Extensão coxofemoral contralateral até 0° com flexão plantar máxima.



Fonte: Arquivo pessoal dos pesquisadores.

4. EQ com extensão de ombro (EQ4): Posição inicial: indivíduo em quatro apoios, joelhos alinhados na largura da articulação coxofemoral, membros superiores (MMSS) em flexão de ombro de 90° com as mãos posicionadas na largura do ombro. Movimento: extensão máxima do MS e extensão do membro inferior (MI) contralateral até 0° com flexão plantar máxima (FIGURA 5).

**Figura 5.** Posição inicial e final do exercício quadrúpede funcional (EQ4) extensão máxima do MS e extensão do membro inferior (MI) contralateral até 0° com flexão plantar máxima.



Fonte: Arquivo pessoal dos pesquisadores.

5. EQ homolateral (EQ5): Posição inicial - indivíduo em quatro apoios, joelhos alinhados na largura da articulação coxo-femoral, membros superiores (MMSS) em flexão de ombro de 90° com as mãos posicionadas na largura do ombro. Movimento flexão do ombro a 180° com rotação externa do ombro com antebraço neutro. Extensão do quadril homolateral até 0° com flexão plantar máxima. (FIGURA 6)

**Figura 6.** Posição inicial e final do exercício quadrúpede homolateral (EQ5): flexão do ombro (MS) a 180° com rotação externa do ombro com antebraço neutro. Extensão do quadril (MI) homolateral até 0° com flexão plantar máxima.



Fonte: Arquivo pessoal dos pesquisadores.



## 2.6. AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DOS SINAIS DE SEMG

Os sinais EMG foram obtidos usando um módulo de 8 canais (*EMG System do Brasil Ltda*), composto por condicionador com um filtro passa-banda com frequências de corte a 20 e 500 Hz, um ganho do amplificador de 1000 e uma rejeição de modo comum proporção de 120 dB. Todos os dados foram adquiridos e processados usando um conversor de analógico para digital de 16 bits (*EMG System do Brasil Ltda*), com frequência de amostragem de 2 kHz. O sistema foi composto por eletrodos na configuração bipolar ( de Ag/AgCl, da marca *Solidor*, hipoalergênico, área condutora de 10mm e distância intereletrodos de 20 mm) , exibindo um ganho de pré-amplificação de 20x. Os dados foram processados usando o software específico para aquisição e análise (Tool Box BR V1.0 pela *EMG System do Brasil LTDA*). Este equipamento foi conectado a um computador Le Novo modelo Yoga 520.

Um filtro passa banda, variando entre 20 e 2000 Hz foi aplicado para eliminar os ruídos indesejáveis, tais como movimentos bruscos, e um filtro Notch com frequência de corte de 60 Hz foi usado para eliminar o ruído da rede (DE LUCA *et al*, 2010). A variável de desfecho escolhida do sinal eletromiográfico foi o valor referente à raiz média quadrática do sinal (valor RMS<sup>1</sup>), que foi calculada com o sinal janelado em cinco segundos na isometria, com o objetivo de obter a amplitude média e RMS do sinal e conseqüentemente a quantificação da ativação muscular. Visando tornar possível realizar comparações intersujeitos, foi realizada a normalização do sinal mioelétrico pela mensuração da maior medida obtida na contração voluntária máxima dos músculos estudados aferida no início da coleta eletromiográfica.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N EMG[n]^2} \quad (1)$$

Na fórmula  $N$  representa o número de amostras extraídas da janela (3 s) escolhida para análise.

O janelamento da captação dos sinais para análise foi realizado em três segundos de isometria do movimento do EQ a contar a partir do terceiro segundo para análise de dados determinando a maior ativação muscular na postura analisada, quando o sinal isométrico é mais estável.

---

<sup>1</sup> Sigla da expressão em inglês, *Root Mean Square* (Raiz Média Quadrática).

A normalização dos dados obtidos foi realizada com os dados eletromiográficos da contração voluntária máxima (CVM), captada antes da coleta. Para captação da CVM dos músculos paravertebrais, a participante partiu de uma postura de decúbito ventral sob uma maca, com as mãos na nuca, fixação manual das pernas feitas pelos pesquisadores e realizou a extensão máxima da coluna lombar, elevando o tronco da maca e mantendo por 10 segundos, onde foi captado a CVM dos músculos extensores estudados. Para captação da CVM do músculo transverso abdominal, a participante realizou um exercício de prancha por 10 segundos (FIGURA 7). Estas foram consistentes com aqueles demonstrados no livro de referência de teste muscular comumente utilizado por fisioterapeutas (KENDALL, 2007).

**Figura 7.** Captação da CVM dos extensores da coluna (A) e transversos abdominais (B).



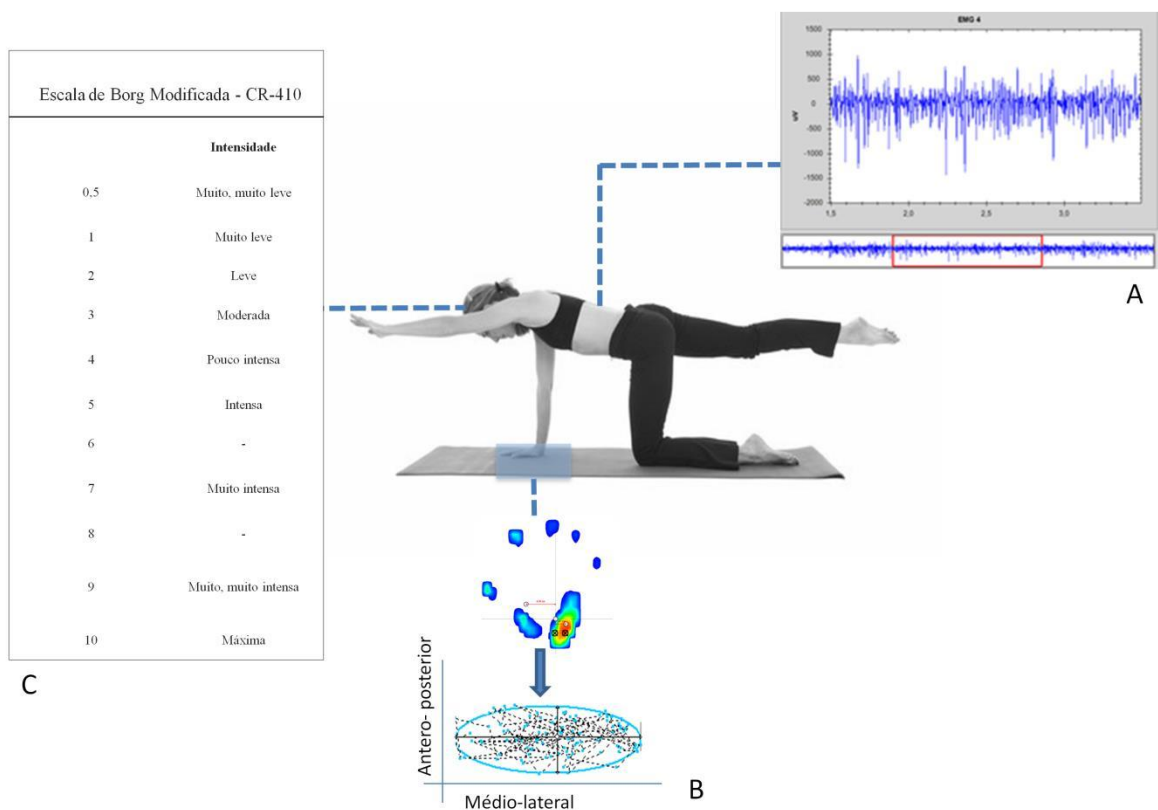
Fonte: Arquivo dos pesquisadores

## 2.7. AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DOS SINAIS DE CONTROLE POSTURAL

Para fins de compreensão da manutenção de algumas das cinco posturas testadas, registrou-se o comportamento do centro de pressão (CoP) de um dos pontos da base de suporte: a mão direita (dominante) em apoio no solo. O registro do CoP foi feito por meio de um sistema de transdução de pressão – tapete sensorizado – captação dos dados referente ao centro de pressão - estabilometria na mão dominante de apoio foi utilizado um sistema de BD, marca IST Informatique, modelo FootWork, com superfície ativa de 400 mm x 400 mm, revestido de policarbonato. Foram medidos os valores do centro de pressão palmar durante a execução de cada EQ, exceto o EQ 3, por meio de 2704 captadores (capacitivos calibrados), trabalhando a uma frequência fixa de 150 Hz, com conversão digital de 16 bits. Foi analisado a área da

circunferência da medida central da estabilometria do membro superior direito, apoiado na plataforma de força (FIGURA 8).

**Figura 8.** Captação do sEMG na postura EQ1 (A), estabilometria palmar da mão de apoio com coleta da circunferência central (B) \* e mensuração do índice de Borg (C)



Fonte: Elaborado pelos autores

## 2.8. ESCALA DE ESFORÇO

Para mensuração do índice de esforço percebido, foi utilizada a escala de Borg (ANEXO 2). Ao final das três repetições de cada condição/postura testada, foi perguntado à participante qual tinha sido a percepção de esforço referente àquele exercício seguindo a tabela fornecida, sendo 0 – nenhum esforço e 10 – maior esforço possível.

## 2.9. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram normalizados a partir da CVM. A normalidade dos dados, quando pertinente, foi avaliada por meio do teste de *Shapiro-Wilk*. Em relação aos dados eletromiográficos e estabilométricos, foi aplicada análise de variância (ANOVA) *three way* (fatores: Exercícios – músculo /lado e Músculo – exercício/lado) e, quando necessário, o teste de *post-hoc* de Bonferroni. Quanto aos dados referentes à escala de Borg, foi aplicado o teste de *Friedman*, com *post-hoc* de *Dunn* para múltiplas comparações. O nível de significância adotado foi de 5% (ou 0,05).

### 3. RESULTADOS

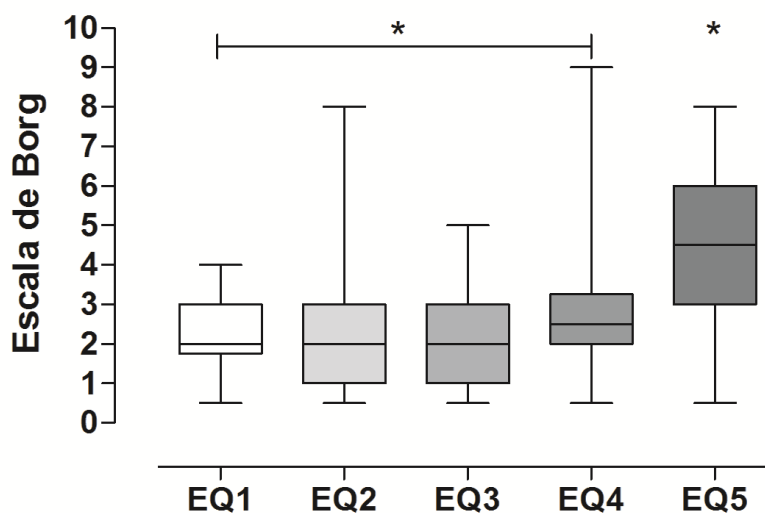
#### 3.1. CARACTERIZAÇÃO DA POPULAÇÃO

Participaram da pesquisa 30 mulheres, destras, com nível de atividade física classificada como “sedentário” e “insuficientemente ativo” de acordo com o IPAQ (HALLAL *et al.*, 2007). A média da idade foi de 22,1 ( $\pm 1,55$ ) anos, massa corporal de 54,4 ( $\pm 9,02$ ) kg, altura de 1,60 m ( $\pm 0,06$ ) e IMC de 20,07 ( $\pm 3,31$ ) kg/m<sup>2</sup>.

#### 3.2. ESCALA DE PERCEÇÃO DE ESFORÇO DE BORG

Quanto à escala de Borg, na comparação entre as variações testadas, foi observada diferença estatisticamente significante entre a condição EQ5 e todas as demais ( $p < 0,0235$ ) (Figura 9).

**Figura 9.** Resultados (medianas e quartis) obtidos a partir da escala de Borg para as diferentes condições testadas. A condição EQ5 resultou em maiores níveis de esforço percebido, sendo esta estatisticamente maior ( $*p < 0,005$ ) quando comparada às demais.

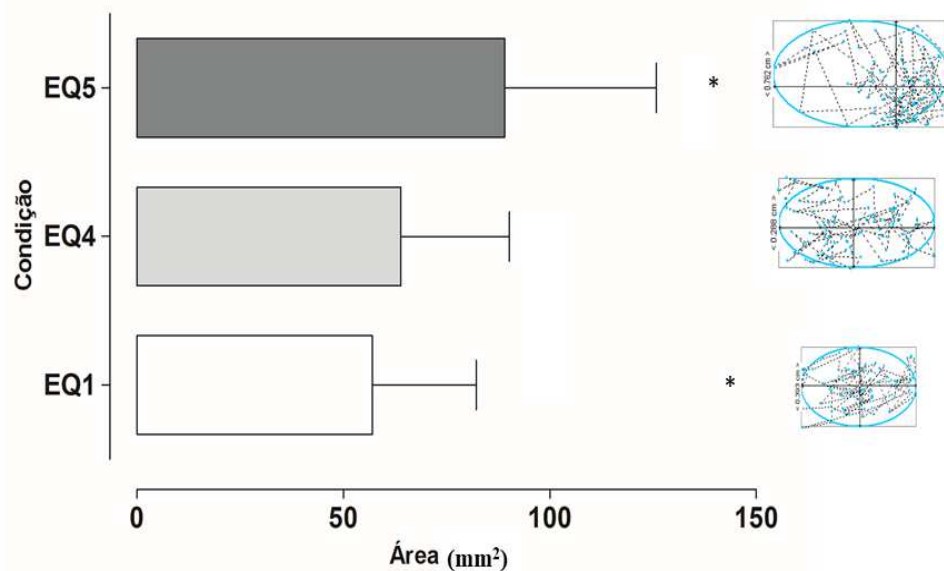


#### 3.3. ESTABILOMETRIA

Para fins de comparação entre as tarefas para a observação do comportamento do deslocamento do centro de pressão na base palmar, foram descartadas da comparação do gráfico

(FIGURA 10) as variações EQ2 e EQ3, uma vez que estas posturas tiveram o uso do acessório “bola suíça” sob o abdome e porque apresentaram situações de apoio palmar distintas das demais. Desta forma, quanto à extensão da excursão do centro de pressão ( $\text{mm}^2$ ) do apoio palmar direito nas condições EQ1, EQ4 e EQ5, houve diferença estatisticamente significativa ( $F_{(3,116)} = 74,481$ ;  $p=0,0114$ ) entre EQ5 e as EQ1 sendo a primeira com maior excursão do centro de pressão em relação à segunda. Por sua vez, quando comparada a estabilometria palmar do quadrúpede clássico com o uso do acessório “bola suíça” (EQ3) e a mesma condição sem o acessório referido (EQ1), a condição EQ3 infere maior instabilidade ( $p<0,001$ ).

**Figura 10.** Resultados (média e desvios-padrão) da excursão do centro de pressão ( $\text{mm}^2$ ) obtidos a partir da estabilometria palmar de apoio para as 3 diferentes condições testadas. \* $p=0,0114$

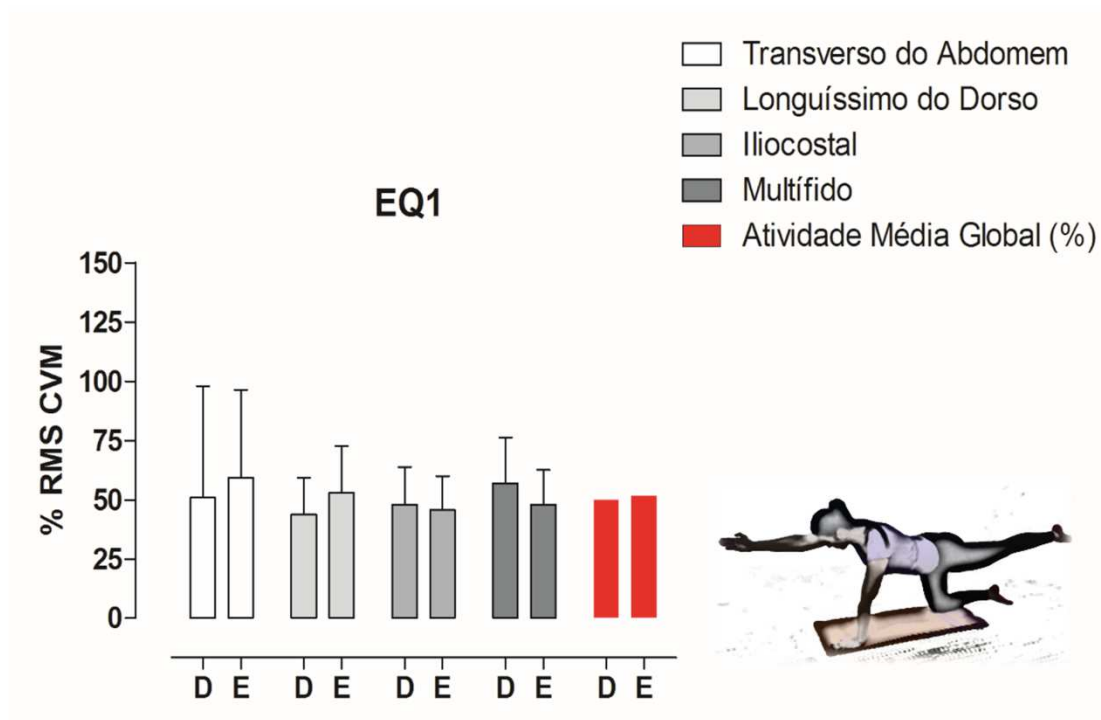


### 3.4.ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE

#### 3.4.1. Caracterização do recrutamento muscular em cada condição

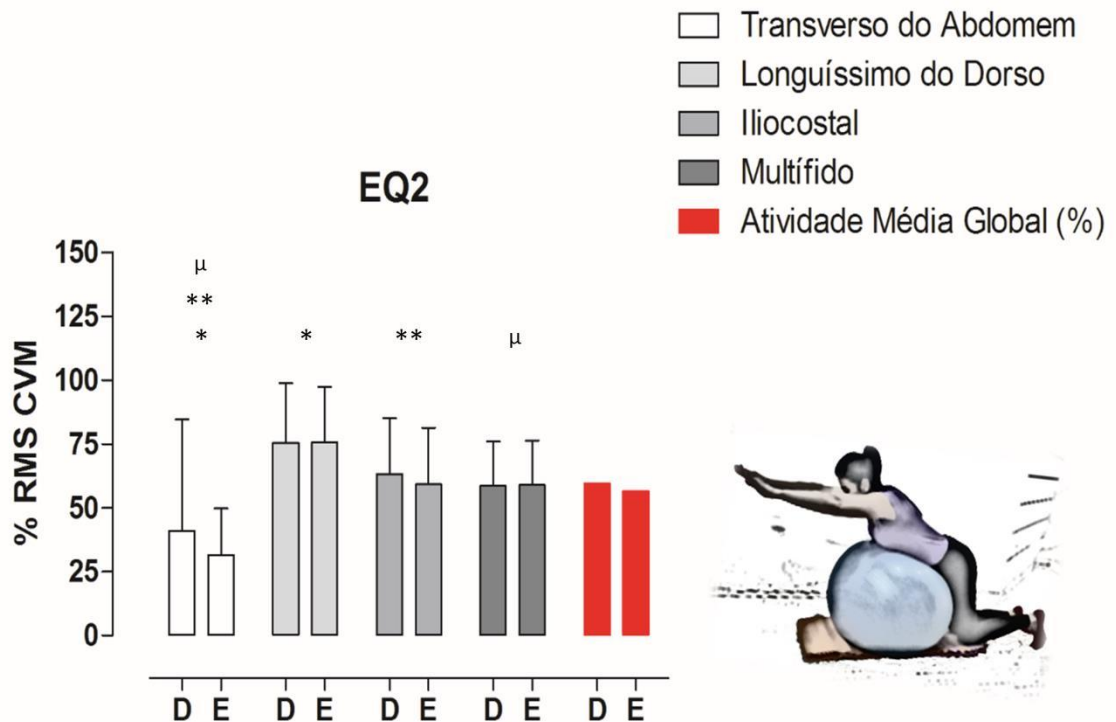
Na condição quadrúpede clássico *Bird dog* (EQ1) não foram observadas diferenças estatísticas significantes entre os perfis eletromiográficos dos músculos investigados ( $F_{(3,232)} = 0,23500$ ;  $p=0,62830$ ), bem como qualquer interação entre os fatores dos lados ( $F_{(3,232)} = 1,7422$ ;  $p=0,15910$ ) (FIGURA 11).

**Figura 11.** Média ( $\pm$  DP) da ativação muscular relativa (%RMS CVM) comparando os músculos TA, LD, IC, MF bilateralmente e a média global. Não foram observadas diferenças estatísticas significantes entre os músculos ( $p=0,2655$ ), entre os lados ( $p=0,0628$ ) e não houve interação entre os fatores ( $p=0,1591$ ).



A condição simétrica com apoio do abdome na “bola suíça” (EQ2), por outro lado, resultou em padrões distintos de recrutamento entre os músculos ( $F_{(3,232)} = 26,138$ ;  $p < 0,0093$ ), excetuando o multífido e o iliocostal ( $p > 0,05$ ). O transverso abdominal apresentou uma ativação menor estatisticamente significante que os demais músculos estudados ( $p < 0,009$ ). No entanto, não houve diferença entre os lados ( $F_{(1,232)} = 1,0492$ ;  $p = 0,30675$ ) ou qualquer interação entre os fatores ( $F_{(3,232)} = 0,52042$ ;  $p = 0,6686$ ) (FIGURA 12).

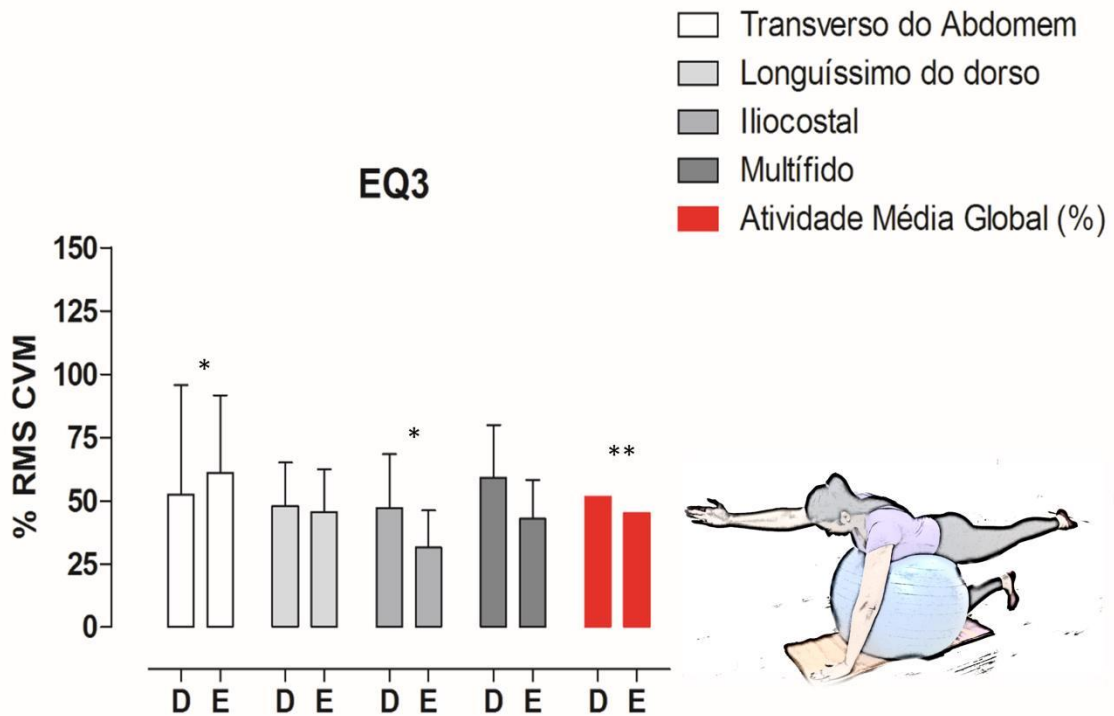
**Figura 12.** Média ( $\pm$  DP) da ativação muscular relativa (%RMS CVM) comparando os músculos TA, LD, IC, MF bilateralmente e a média global. Foram observadas diferenças estatísticas significantes entre os músculos TA com os demais músculos (\* $p < 0,001$  \*\*  $p = 0,0000$ ;  $\mu$   $p = 0,0000$ ). Não foram observadas diferenças estatísticas significantes entre os lados ( $p = 0,3067$ ) e não houve interação entre os fatores dos lados ( $p = 0,6686$ ).



A similaridade na postura adotada pelo exercício na “bola suíça” (EQ3) ao quadrúpede clássico *bird dog*, o qual apresenta apoio abdominal, conduziu a diferenças estatisticamente significantes entre os músculos ( $F_{(3,232)} = 5,4989$ ;  $p = 0,0011$ ), sendo esta apenas para IC e TA ( $p = 0,0065$ ). Diferentemente das duas primeiras condições, a postura EQ3 sugere uma diferença entre os recrutamentos musculares de ambos os lados ( $F_{(1,232)} = 4,2203$ ;  $p = 0,04106$ ). Os dados sugerem interação entre os fatores dos lados ( $F_{(3,232)} = 3,6280$ ;  $p = 0,0137$ ) (FIGURA 13).

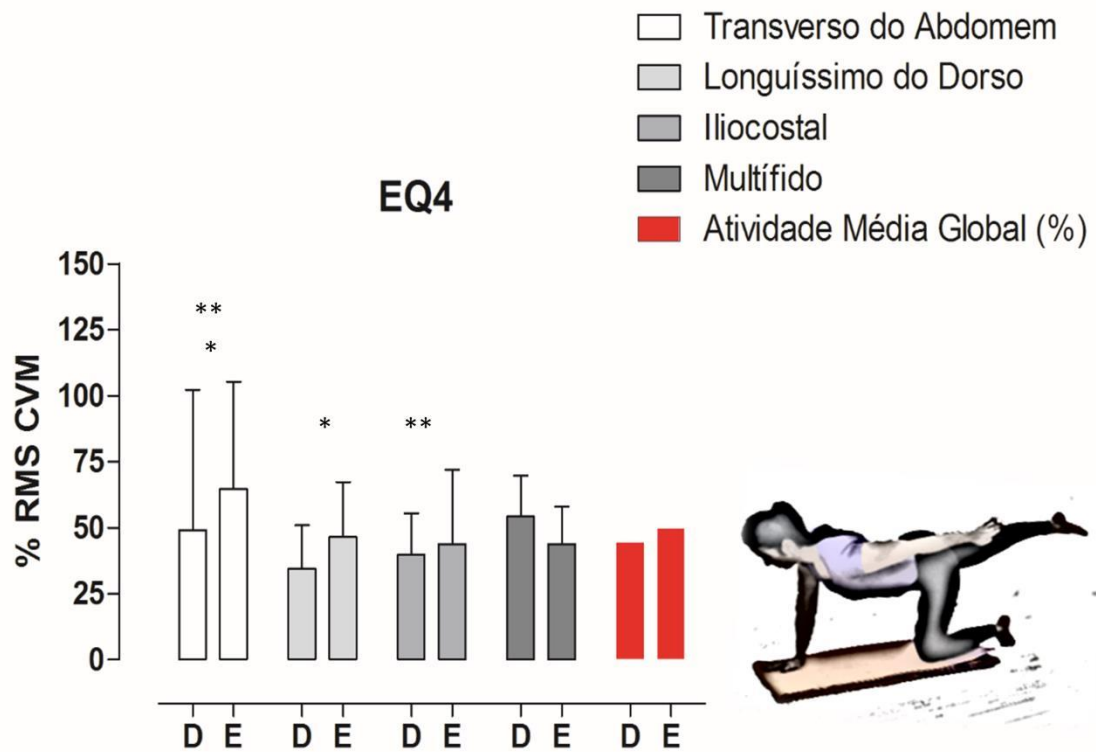


**Figura 13.** Média ( $\pm$  DP) da ativação muscular relativa (%RMS CVM) comparando os músculos TA, LD, IC, MF bilateralmente e a média global. Foram observadas diferenças estatísticas significantes do TA em relação ao IC (\* $p=0,0065$ ). Também foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os lados (\*\* $p=0,0410$ ) e interação entre os fatores dos lados ( $p=0,0137$ ).



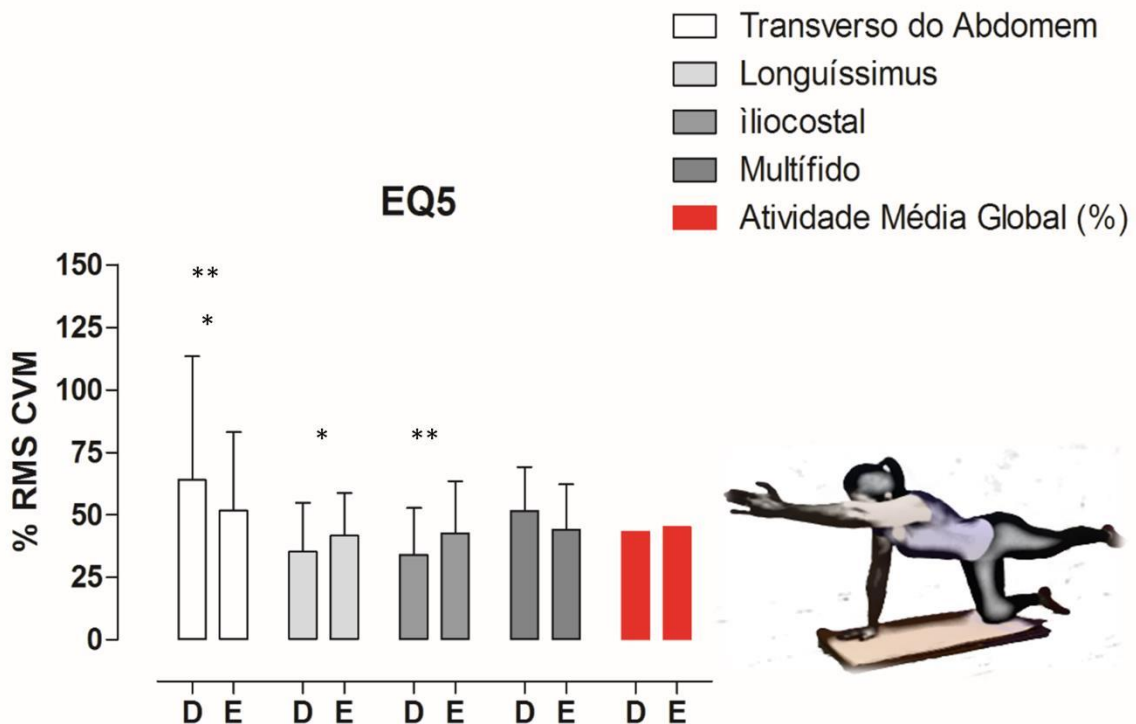
A condição com movimento de extensão de membro superior (EQ4) resultou em diferenças estatisticamente significantes entre os músculos ( $F_{(3,232)} = 4,1236$ ;  $p=0,0071$ ), sendo estas entre TA e LD ( $p=0,0123$ ) e TA e IC ( $p=0,0266$ ). Por outro lado, não houve diferença entre os lados ( $F_{(1,232)} = 1,9669$ ;  $p=0,01621$ ) e qualquer interação entre os fatores ( $F_{(3,232)} = 2,4389$ ;  $p=0,0652$ ) (FIGURA 14).

**Figura 14.** Média ( $\pm$  DP) da ativação muscular relativa (%RMS CVM) comparando os músculos TA, LD, IC, MF bilateralmente e a média global. Foram observadas diferenças estatísticas significante entre os músculos TA com LD (\* $p=0,00123$ ); e com IC (\*\*  $p=0,0266$ ). Não foram observadas diferenças estatísticas significantes entre os lados ( $p=0,1621$ ) e interação entre os fatores ( $p=0,0652$ ).



Na condição homolateral (EQ5) houve diferenças estatísticas significantes entre os músculos ( $F_{(3,232)} = 7,4085$ ;  $p=0,0000$ ). O TA apresentou maior ativação comparado ao LD e IC ( $p=0,00004$ ). No entanto, não houve diferença significativa entre os lados ( $F_{(1,232)} = 0,1339$ ;  $p=0,7147$ ) e interação entre os fatores analisados ( $F_{(3,232)} = 2,2963$ ;  $p=0,0784$ ) (FIGURA 15).

**Figura 15.** Média ( $\pm$  DP) da ativação muscular relativa (%RMS CVM) comparando os músculos TA, LD, IC, MF bilateralmente e a média global. Foram observadas diferenças estatísticas significantes entre os músculos TA com LD (\* $p=0,0004$ ); e com IC (\*\*  $p=0,0004$ ). Não foram observadas diferenças estatísticas significantes entre os lados ( $p=0,7147$ ) e interação entre os fatores ( $p=0,0784$ ).



#### 3.4.2. Comparação dos músculos entre condições

Analisando músculo a músculo por variação de exercício quadrúpede, verificou-se na condição simétrica com apoio do abdome na “bola suíça” (EQ2) uma diferença estatisticamente significante do transverso abdominal esquerdo, ativando em menor magnitude, em comparação com as demais condições ( $F_{(4,145)} = 5,0135$ ;  $p=0,00082$ ). Em contrapartida, neste mesmo exercício, observou-se uma maior ativação, sendo esta estatisticamente significante, dos músculos longuíssimos direito e esquerdo ( $F_{(4,145)} = 14,695$ ;  $p<0,001$ ).

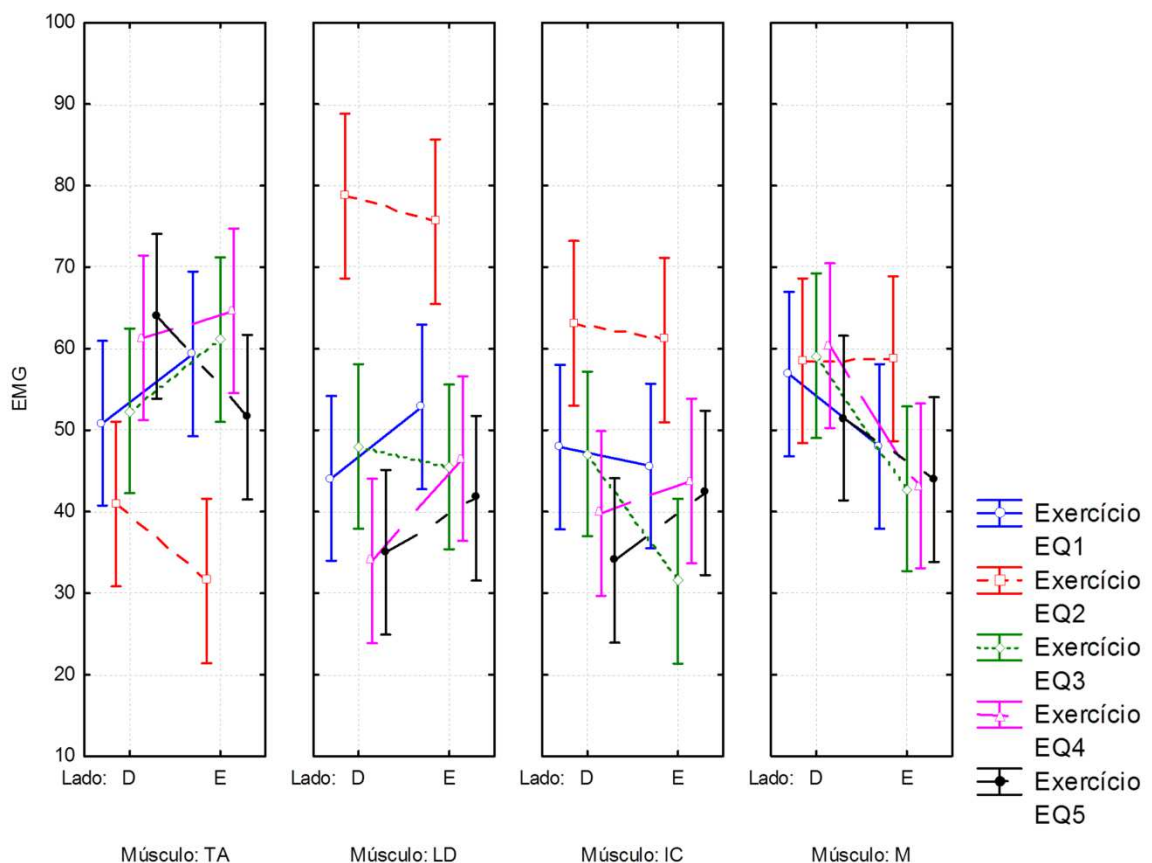
Os músculos ilíocostal direito e esquerdo apresentaram diferença estatisticamente significante para maior recrutamento, assim como os demais músculos extensores da coluna, na condição da elevação simétrica de membros superiores com apoio abdominal na bola suíça – EQ2 ( $F_{(4,145)} = 6,7977$ ;  $p=0,0005$ ). Porém o lado direito apresentou menor recrutamento

muscular na condição quadrúpede com flexão de ombro (EQ5) em relação às demais variações estudadas ( $F_{(4,145)} = 10,081$ ;  $p < 0,001$ ).

O músculo multífido esquerdo não apresentou diferença estatisticamente significativa quanto ao seu recrutamento muscular em nenhuma das quatro condições assimétricas condições estudadas ( $F_{(4,145)} = 0,91554$ ;  $p = 0,45670$ ), sendo estatisticamente significante maior no exercício quadrúpede com elevação simétrica de membros superiores com apoio abdominal na bola suíça (EQ2) ( $F_{(4,145)} = 5,2717$ ;  $p = 0,0054$ ).

Quando analisado a interação entre os fatores lado e músculo em cada condição estudada, o músculo longuíssimo do dorso direito e esquerdo apresenta ativação maior estatisticamente significante em relação aos demais exercícios ( $F_{(12,1160)} = 1,5081$ ;  $p < 0,05$ ) (FIGURA 16)

**Figura 16.** Análise das médias bilaterais dos músculos transversos abdominais (TA), longuíssimo dorsal (LD), iliocostais (IC) e multífidos (M) nos cinco exercícios quadrúpedes.



A tabela 1 abaixo dispõe dos resultados anteriormente apresentados, apontando a média da ativação, baseada no valor de %RMS em relação a CVM de cada músculo em cada condição.

<i>CONDIÇÃO</i>	<i>MÚSCULO</i> <i>TA DIREITO</i>	<i>MÚSCULO</i> <i>TA ESQUERDO</i>	<i>MÚSCULO</i> <i>LD DIREITO</i>	<i>MÚSCULO</i> <i>LD ESQUERDO</i>	<i>MÚSCULO</i> <i>IC DIREITO</i>	<i>MÚSCULO</i> <i>IC ESQUERDO</i>	<i>MÚSCULO</i> <i>MD DIREITO</i>	<i>MÚSCULO</i> <i>MD ESQUERDO</i>
<i>EQ1</i>	<b>50,84</b> ±47,05	<b>60,57</b> ±36,96*	<b>43,74</b> ±15,59 $\infty$	<b>52,84</b> ±19,88 $\pi$	<b>47,91</b> ±15,87 $\times, \Omega$	<b>45,60</b> ±14,37	<b>56,87</b> ±19,24	<b>48,01</b> ±14,59
<i>EQ2</i>	<b>40,93</b> ±31,48	<b>31,48</b> ±18,10	<b>75,38</b> ±23,34	<b>75,56</b> ±21,81	<b>63,10</b> ±21,98	<b>59,10</b> ±22,22	<b>58,51</b> ±17,54	<b>58,76</b> ±17,56
<i>EQ3</i>	<b>52,38</b> ±43,32	<b>61,09</b> ±34,39**	<b>47,99</b> ±17,05 $\infty$	<b>45,48</b> ±16,80 $\infty$	<b>47,09</b> ±21,24 $\Upsilon$	<b>31,47</b> ±14,67 $\infty$	<b>59,13</b> ±20,60	<b>42,80</b> ±15,50 $\Upsilon$
<i>EQ4</i>	<b>49,15</b> ±53,04	<b>64,64</b> ±40,63 $\mu$	<b>34,49</b> ±16,38 $\infty$	<b>46,50</b> ±20,77 $\infty$	<b>39,76</b> ±15,70 $\infty$	<b>43,79</b> ±28,15 $\epsilon$	<b>54,27</b> ±15,39	<b>43,61</b> ±14,31 $\ddagger$
<i>EQ5</i>	<b>63,97</b> ±49,49	<b>51,59</b> ±31,54	<b>35,32</b> ±19,47 $\infty$	<b>41,64</b> ±17,05 $\infty$	<b>34,01</b> ±18,72 $\infty$	<b>42,63</b> ±20,80 $\beta$	<b>51,48</b> ±17,63	<b>43,94</b> ±18,23 $\diamond$

**Tabela 1.** Amplitude relativa (%; média  $\pm$  DP) dos sinais de EMG em relação à CVM de todos os músculos investigados a partir das 5 diferentes condições. TA esquerdo e EQ2 apresentou diferença estatisticamente significativa para EQ1 (\* $p=0,0118$ ), EQ3 (\*\* $p=0,0551$ ) e EQ4 ( $p=0,0011$ ). LD direito com diferença estatisticamente significativa EQ2 em relação a EQ1, EQ3 e EQ4 e EQ5 ( $\infty p=0,0000$ ). LD mostrou EQ3 diferença estatisticamente significativa de EQ1 ( $\pi p=0,0001$ ) e dos demais ( $\infty p=0,0000$ ). Para o IC direito, o EQ3 apresentou diferença estatisticamente significativa de EQ1 ( $\times p=0,0221$ ), EQ3 ( $\Upsilon p=0,0128$ ), EQ4 ( $\infty p=0,0000$ ). E apresentou diferença estatisticamente significativa de EQ5 para EQ1 ( $\Omega p=0,0498$ ). IC esquerdo apresentou diferença estatisticamente significativa de EQ2 para EQ3 ( $\infty p=0,0000$ ), EQ4 ( $\epsilon p=0,0479$ ) e EQ5 ( $\beta p=0,0245$ ). No MD esquerdo, apresentou diferença estatisticamente significativa de EQ2 para EQ3 ( $\Upsilon p=0,0017$ ), EQ4 ( $\ddagger p=0,0024$ ) e EQ5 ( $\diamond p=0,0046$ ).

#### 4. DISCUSSÃO:

Os exercícios quadrúpedes são frequentemente incluídos em programas de exercícios, tanto na prevenção quanto no tratamento de afecções da coluna vertebral. Há muitas variações do exercício quadrúpede clássico (*Bird dog*) e, dada a sua relevância clínica, é importante caracterizá-lo mais objetivamente quanto às diferentes formas de execução para torná-lo mais eficiente e seguro. Por esta razão, o objetivo do presente estudo foi caracterizar o padrão de recrutamento muscular, a percepção subjetiva de esforço e os efeitos sobre o centro de pressão palmar a partir de cinco variações do exercício quadrúpede.

##### 4.1. ESCALA DE BORG

Em relação à escala de Borg, índice que estabelece o grau de dificuldade subjetivo de cada exercício (BORG, 2000), os resultados sugerem que o exercício homolateral (EQ5) se mostrou mais desafiador em comparação às demais posturas. Enquanto as demais condições variaram numa média de  $2,4 \pm 0,4$  na escala de Borg, o EQ5 obteve uma média de  $4,35 \pm 1,7$ , sendo considerado o mais desafiador pelas participantes. Este exercício homolateral foi preconizado por Rudolph Klapp (1940) e descrito como um exercício eficaz para o tratamento de escoliose, de acordo com o trabalho de Lunes (2009). A posição inicial, semelhante ao quadrúpede clássico *Bird dog* é sob quatro apoios – mãos e joelhos.

A partir desta posição, realiza a flexão de ombro a 180 graus enquanto o membro inferior homolateral realiza a extensão em um movimento de 90 graus chegando à posição neutra. Nesta postura a base de suporte, configurada pelos pontos de apoio no solo, está definida em apenas um lado que, neste trabalho, foi à direita. Como o centro de gravidade do corpo estaria deslocado à esquerda, pode haver uma rotação de tronco para este mesmo lado, a fim de projetar o CG para dentro da base de suporte. Tal hipótese foi verificada também pelo sinal estabilométrico, cuja área de excursão do centro de pressão foi maior estatisticamente significativa que as posturas semelhantes EQ1 e EQ4 (FIGURA 10). Portanto, com base na escala de Borg, sugere-se que entre as condições assimétricas sem o uso do acessório “bola suíça”, a condição homolateral (EQ5) parece se mostrar mais desafiadora em relação às demais, embora não tenha apresentado um padrão de recrutamento muscular superior a elas.

Quanto às demais condições que utilizaram a bola como acessório, o exercício quadrúpede com elevação simétrica de membros superiores (EQ2) e o exercício quadrúpede com flexão de ombro (EQ3), apresentaram índices de Borg médios ( $2,6 \pm 1,6$  e  $2,11 \pm 1,1$ ), muito semelhantes ao EQ1 – quadrúpede clássico.

#### 4.2. ESTABILOMETRIA

A estabilometria foi utilizada como medida na caracterização dos exercícios para se entender o quanto a base de apoio palmar foi desafiada entre as condições para a manutenção do equilíbrio da postura. A estabilometria é uma técnica capaz de mensurar fenômenos ligados ao controle da postura adotada, quantificando de forma mais precisa e adequada o balanço postural. A plataforma de pressão registra os deslocamentos ântero-posteriores e médio laterais inferindo assim na estabilidade da postura adotada. As oscilações verificadas sobre o centro de pressão palmar representam graficamente uma área de controle neuromuscular, podendo ou não ser comparado ao centro de gravidade de acordo com os objetivos do pesquisador (LEITE *et al.*, 2008). O deslocamento do centro de pressão reflete as orientações do corpo sob a base palmar para manter o equilíbrio na postura, que é composta por uma distribuição bivariada definida pelas coordenadas anteroposterior e médio lateral (PRIETO *et al.*, 1996).

Embora não tenha sido possível aferir o perfil de variação do centro de pressão de todas as condições testadas e a partir de todas as bases de suporte, isto é, definidas por todos os contatos do corpo (inclusive a bola) com o solo, a condição homolateral (EQ5) se mostrou mais instável, o que foi corroborado pela escala de Borg. O centro de pressão palmar da condição EQ5 excursionou nos eixos ântero-posterior e médio-lateral, dando origem a uma circunferência que se apresentou de forma estatisticamente maior na comparação com as demais, o que pode ter relação com a disposição homolateral dos membros superior e inferior na referida postura.

O exercício quadrúpede clássico com apoio na bola (EQ3), quando comparado ao mesmo exercício sem o acessório, sugere que a superfície instável pode ter influenciado de forma a apresentar um aumento da excursão, inferindo maior instabilidade especificamente no ponto de apoio palmar. No entanto, esta afirmação pode ser questionada pelo fato de que a mão de apoio não apresentou a necessidade de fazer todo o controle de estabilidade, dividindo o equilíbrio do corpo com o apoio na bola. Desta

forma, o apoio palmar apresentou maior liberdade para excursionar sem comprometer o equilíbrio da condição.

Marshal *et al.* (2005) avaliaram o exercício quadrúpede clássico *Bird dog* com e sem o uso da bola suíça. Os dados encontrados na metodologia proposta pelos autores levaram a conclusão de que o desempenho nas tarefas com o uso da superfície instável – bola suíça – levou a maiores níveis de recrutamento muscular comparado a execução dos mesmos em superfície estável inferindo assim uma maior instabilidade. Nossos resultados corroboram para a sugestão de aumento da instabilidade mostrando de forma objetiva, pela circunferência do centro de pressão, um aumento da estabilometria palmar quando acrescentado o acessório bola suíça- superfície instável (TABELA 1). Quanto ao comportamento do recrutamento muscular, discutiremos a seguir no tópico sobre atividade eletromiográfica.

### 4.3. ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA

A sEMG é uma técnica que permite se avaliar o padrão de recrutamento muscular e, portanto, de maneira objetiva e não invasiva, o desempenho motor de sujeitos, inclusive aqueles acometidos por diferentes condições que direta ou indiretamente interfiram no sistema neuro-locomotor. A partir do sinal de sEMG, parâmetros temporais e espectrais auxiliam na interpretação dos mecanismos de gradação da força muscular (BASMAJIAN & DE LUCA, 1985; GARCIA & VIEIRA, 2011). Devido ao frequente uso dos exercícios quadrúpedes em protocolos para reabilitação e prevenção de afecções da coluna, decidimos pela caracterização de cinco formas distintas de execução e a consequente investigação de quatro músculos de grande importância estabilizadora: Longuíssimo do dorso, Multifídeos, Iliocostais e Transverso do abdome, todos bilateralmente.

#### 4.3.1. Exercício quadrúpede clássico (EQ1)

Descrito na literatura clássica como um exercício para trabalhar o *core*, acionando músculos do tronco, abdome, quadril e cintura escapular, o exercício quadrúpede clássico, também definido como *Bird dog*, tem sido considerado a versão mais usada para se estimular a estabilização da coluna vertebral dentro da prática clínica em consultórios e academias. Neste exercício, os perfis de recrutamento muscular encontrados no presente estudo sugerem uma ativação muscular paradoxalmente simétrica entre os lados. Isto se



mostra especialmente interessante, visto que a postura adotada durante o exercício é assimétrica.

Vaqueiro *et al.* (2012) caracterizaram o quadrúpede eletromiograficamente e observaram uma maior ativação no transverso abdominal do lado esquerdo (referente a mão que se eleva). No entanto, nossos dados não revelaram diferenças estatísticas significantes entre os lados direito e esquerdo da musculatura paravertebral analisada. Foi verificado um recrutamento muscular simétrico (FIGURA 11) tanto no lado da mão que se eleva, quanto no lado de apoio palmar. A ativação encontrada nos dados sugere que este seja um exercício para desenvolvimento de força, ou seja, acima de 41% da CVM em todos os músculos avaliados (EKSTRON *et al.*, 2017).

Os registros eletromiográficos na condição de flexão simétrica de MMSS, EQ2, apontaram maior recrutamento dos músculos extensores do tronco. A partir da flexão dos ombros, há um descolamento maior do centro de gravidade do corpo no sentido rostral, aumentando o torque flexor sobre a coluna lombar e, portanto, exigindo uma maior ativação dos músculos extensores do tronco. Em relação aos exercícios estudados, na postura EQ2, o recrutamento muscular do TA bilateralmente foi estatisticamente menor em relação aos outros exercícios avaliados neste trabalho. De acordo com os dados obtidos, podemos inferir que este exercício é mais intenso para ativação paravertebral, porém não se mostrou tão predominante para acionamento do TA.

Na condição EQ3, que é uma variação do EQ1 clássico com o acréscimo do uso da bola suíça sob o abdome, nossos dados apontaram diferença estatística significativa apenas no músculo íliocostal esquerdo – lado da elevação do membro superior ( $p < 0,001$ ). Isto contrapõe parcialmente os dados encontrados por Marshall *et al.* (2015), que relataram nos oito participantes da pesquisa um resultado de maior recrutamento eletromiográfico nos paravertebrais e oblíquos no exercício com o uso do acessório. A diferença encontrada nos dados do estudo entre o EQ1 e EQ3 foi quanto à estabilidade, sendo que inferimos o EQ1 mais estável que EQ3, quando considerada a extensão da área elíptica do CoP determinada a partir da região palmar.

#### 4.3.2. Exercício quadrúpede com movimento de extensão de membro superior (EQ4)

Este exercício quadrúpede faz parte do método cinético funcional de Klein-Vogelbach (1990). O movimento proposto nesta condição com o membro superior é um movimento funcional ligado à marcha, onde o membro superior adota uma postura de extensão máxima de ombro com cotovelo em extensão, enquanto o membro inferior contralateral realiza a extensão completa.

Comparando-o com o exercício clássico EQ1, onde a principal diferença está na postura adotada pelo ombro, sendo esta, de flexão, a ativação dos músculos foi semelhante aos demais exercícios avaliados.

#### 4.3.3. Exercício quadrúpede homolateral (EQ5)

Descrito como um exercício para tratamento de escoliose nos trabalhos de YODAS *et al.* (2014) e DANTAS *et al.*, (2017), os dados sugerem, levando em consideração a estabilometria, maior instabilidade, mas também considerado pelas participantes como aquele capaz de oferecer maiores níveis de esforço pela escala de Borg. Curiosamente, uma maior instabilidade e um Borg elevado não se refletiram em nosso estudo na maior ativação muscular.

Apesar da maior ativação, com diferença estatística significativa, dos músculos transversos abdominais em relação aos demais músculos, sendo o lado de apoio maior com ativação mais evidente, os músculos multífidus, longuíssimos do dorso e íliocostais apresentaram uma ativação inferior aos exercícios anteriores. Fato que nos leva a refletir se a instabilidade pode resultar em menor ativação muscular. A maior instabilidade apresentada na mão de apoio parece ter levado a uma estratégia muscular com menor ativação para flexibilizar a condição de equilíbrio.

## 5. CONCLUSÕES:

O propósito deste estudo foi caracterizar o recrutamento muscular com músculos transverso abdominais, multífidos, longuíssimos do dorso e íliocostais, bem como mensurar a estabilometria palmar e o índice de Borg para cinco variações do exercício quadrúpede.

Os dados da amostra estudada sugerem que o exercício que se apresentou mais desafiador quanto à estabilidade palmar e quanto ao esforço percebido foi o quadrúpede homolateral (EQ5). No entanto, o mesmo não apresentou maior ativação muscular.

É importante observar que recomendação para treinamento de endurance é com ativação maior que 40% da CVM para músculos com fibras tipo 1 (RICHARDSON *et al.*, 2004) e que o músculo multífido é composto majoritariamente por fibras tipo 1 (THORSTENSSON, *et al.*, 1987), os resultados da eletromiografia mostram que os exercícios quadrúpedes EQ1, EQ3, EQ4 e EQ5 produzem baixos índices de compressão espinhal pela baixa ativação e conseqüente se mostram uma excelente opção para treinar músculos com segurança para a sua função estabilizadora postural já que apresentaram em todos os músculos ativação uma média de ativação de 42,80%CVM.

Baseado na amplitude do sinal do sEMG, o exercício clássico EQ1 se apresentou com menor variação eletromiográfica quanto à %CVM entre os músculos estudados, bilateralmente, se mostrando uma excelente opção para o recrutamento destes músculos de forma equilibrada bilateralmente, responsáveis pela estabilização da coluna vertebral. Entre estas cinco condições, o exercício com elevação de membros superiores simétricos com apoio abdominal na bola suíça (EQ2) obteve índices de recrutamento com diferença estatística maior significativa quanto à musculatura extensora, no entanto, menor ativação muscular quanto à musculatura abdominal estudada.

Estudos futuros relacionando a instabilidade postural e o grau de ativação muscular de um determinado exercício poderão ser de muita valia para a prescrição assertiva do exercício.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AIRAKSINEN O.; BROX J.I.; CEDRASCHI C.; HILDEBRANDT J.; KLABER-MOFFETT J.; KOVACS F, MANNION A. F.; REIS S.; STAAL JB.; URSIN H.; ZANOLI G.; COST B13 Working Group on Guidelines for Chronic Low Back Pain. Chapter 4. European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. **Eur Spine J**, Suppl 2, S192-300, 2006.
2. AKUTHOTA V.; FERREIRO A.; MOORE T.; FREDERICSON M. Core stability exercise principles. **Curr Sports Med Rep**, v.7, n. 1, p. 39–44, 2008.
3. BARR, K. P.; GRIGGS, M.; CADBY, T. Lumbar stabilization: core concepts and current literature, Part 1. **Am J Phys Med Rehabil**, v.84, n.6, p.473-80, 2005.
4. BERGMARK A. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. **Acta Orthop Scand**, v.230, Suppl 2, p.1-54, 1989.
5. BORG, G. Escalas de Borg para a Dor e o Esforço Percebido. São Paulo: **Manole**, 1º edição, 2000.
6. CALLAGHAN, J. P.; GUNNING, J. L.; MCGILL, S. M. The relationship between lumbar spine load and muscle activity during extensor exercises. **Phys Ther**, v. 78, n. 1, p. 8-18, 1998.
7. CAVALCANTI GARCIA M.A., VIEIRA T.M. M.; Surface electromyography: Why, when and how to use it. **Rev Andal Med Deporte**, v. 4, n. 1, p. 17-28, 2011.
8. CHOLEWICKI, J.; MCGILL, S. M. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. **Clin Biomech**, v.11, n 1, p.1–15, 1996.
9. CHOU R.; QASEEM A.; SNOW V.; Diagnosis and treatment of low back pain: a joint clinical practice guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society. **Ann Intern Med**, v.147, n 7, p. 478–91, 2008.
10. DANNEELS. L. A.; VANDERSTRAETEN G. G.; CAMBIER D. C.; WITVROUW E. E.; STEVENS V. K.; DE CUYPER H. J. A functional subdivision of hip, abdominal, and back muscles during asymmetric lifting. **Spine**, v. 26, n.6, p. E114-E121, 2001.
11. DANTAS D. S.; DE ASSIS S. J.; BARONI M. P.; LOPES J. M.; CACHO E.W.; CACHO R. O.; PEREIRA S. A. Klapp method effect on idiopathic scoliosis in adolescents: blind randomized controlled clinical trial. **J Phys Ther Sci**, v.29, n.1, p.1-7, 2017.
12. DELITTO A.; GEORGE S. Z.; VAN DILLEN L. Low back pain. **J Orthop Sports Phys Ther**, v.42, n.4, p. A1–A57, 2012.

13. DE LUCA C. J.; GILMORE L.D.; KUZNETSOV M.; ROY S.H. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. **J Biomech**, v. 43, n.8, p. 1573-9. 2010.
14. EHSANI, F.; ARAB, A. M.; JABERZADEH, S. The effect of surface instability on the differential activation of muscle activity in low back pain patients as compared to healthy individuals: A systematic review of the literature and meta-analysis. **J Back Musculoskelet Rehabil**, v. 30, n. 4, p. 649–62, 2017.
15. EKSTROM, R. A.; DONATELLI, R. A.; CARP, K. C. Electromyographic Analysis of Core Trunk, Hip, and Thigh Muscles During 9 Rehabilitation Exercises. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 37, n. 12, p. 754–62, 2007.
16. EKSTROM, R. A.; OSBORN, R. W.; HAUER, P. L. Surface electromyographic analysis of the low back muscles during rehabilitation exercises. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 38, n. 12, p. 736-45, 2008.
17. FAUL, F.; ERDFELDER, E.; LANG, A.-G.; BUCHNER, A. G\*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. **Behav Res Methods**, v. 39, n. 2, p. 175-91, 2007.
18. GARCÍA-VAQUERO M. P.; MORESIDE J. M.; BRONTONS-GIL E.; PECO-GONZÁLEZ N.; VERA-GARCIA F. J. Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 22, n. 3, p. 398-406, 2012.
19. GORBET, N.; SELKOW, N. M.; HART, J.M.; SALIBA, S. No Difference in Transverse Abdominis Activation Ratio between Healthy and Asymptomatic Low Back Pain Patients during Therapeutic Exercise. **Rehabil Res Pract**, v. 2010, p. 459738, 2010.
20. GRASSI, D.O.; SOUZA, M.Z.; FERRARETO, S.B.; MONTEBELO, M.I.L.; GUIRRO, E.C.O. Immediate and lasting improvements in weight distribution seen in baropodometry following a highvelocity, low-amplitude thrust manipulation of the sacroiliac joint. **Man Ther**, v.16, n. 5, p. 495-500, 2011.
21. HALLAL, P. C.; DUMITH, S. C.; BASTOS, J. P.; REICHERT, F F.; SIQUEIRA, F. V.; AZEVEDO, M. R.. Evolução da pesquisa epidemiológica em atividade física no Brasil: revisão sistemática. **Rev Saude Pub**, v.41, n. 3, p. 453-60, 2007.
22. HIDES J. A.; OOSTENBROEK T.; FRANETTOVICH SMITH M. M.; MENDIS M. D. The effect of low back pain on trunk muscle size/function and hip strength in elite football (soccer) players. **J Sports Sci**, v. 34, n. 24, p. 2303–311, 2016.
23. HODGES P. W.; DANNEELS L. Changes in Structure and Function of the Back Muscles in Low Back Pain: Different Time Points, Observations, and Mechanisms. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 49, n. 6, p. 464-76, 2019.

24. HODGES, P. W.; RICHARDSON, C. A. Delayed Postural Contraction of Transversus Abdominis in Low Back Pain Associated with Movement of the Lower Limb. **Spinal Disord**, v.11, n.1, p. 46–56. 1998.
25. HORSACK, B.; WUNSCH, R.; BERNHART, P.; GORGAS, A. M.; BICHLER R.; LAMPEL, K. Trunk muscle activation levels during eight stabilization exercises used in the functional kinetics concept: A controlled laboratory study. **J Back Musculoskelet Rehabil**, v. 30, n. 3, p. 497-508, 2017.
26. HOY D.; BAIN C.; WILLIAMS G. A systematic review of the global prevalence of low back pain. **Arthritis Rheum**, v. 64 n. 6, p. 2028–037, 2012.
27. HOY D.; BROOKS P.; BLYTH F.; BUCHBINDER R. The Epidemiology of low back pain. **Best Pract Res Clin Rheumatol**, v. 24, n. 6, p.769-81, 2010.
28. IUNES, D. H.; CECILIO, M. B. B.; DOZZA, M. A. e ALMEIDA, P. R. Análise quantitativa do tratamento da escoliose idiopática com o método klapp por meio da biofotogrametria computadorizada. **Braz J Phys Ther** v. 14, p. 133-40, 2010.
29. KELLY, M.; JACOBS D.; WOOTEN M.E.; EDEER A.O. Comparison of electromyographic activities of lumbar iliocostalis and lumbar multifidus muscles during stabilization exercises in prone, quadruped, and sitting positions. **J Phys Ther Sci**, v. 28, n. 10, p. 2950-2954, 2016.
30. KENDALL F.; MCCREARY E. K.; PROVANCE P.; RODGERS M. M.; ROMANI W. A. Músculos provas e funções. 5. ed. São Paulo: **Manole**; 2007.
31. KLEIN-VOGELBACH S. Functional Kinetics: Observing, Analyzing, and Teaching Human Movement. New York. **Springer-Verlag**, 1990.
32. KNOX, M. F.; CHIPCHASE, L. S.; SCHABRUN, S. M.; & MARSHALL, P. W. M. (). Improved compensatory postural adjustments of the deep abdominals following exercise in people with chronic low back pain. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 37, n.1, p. 117–24, 2017.
33. LATINA, R.; DE MARINIS, M. G.; GIORDANO, F.; OSBORN, J. F.; GIANNARELLI, D.; DI BIAGIO, E.; QUADRINO, L. Epidemiology of Chronic Pain in the Latium Region, Italy: A Cross-Sectional Study on the Clinical Characteristics of Patients Attending Pain Clinics. **Pain Manag Nurs**, v.20, n. 4, p. 373–381, 2019.
34. LEITE, C. E. C.; NONAKA, P. N.; RIBEIRO, D. C. L.; MAGNANI, R. M.; OLIVEIRA, C. S. Software para extração de dados e análise estabilométrica / Software for data extration and stabilometric analysis. **Ter man**, v. 6, n. 26, p. 194-96, 2008.
35. LEONE, A.; GUGLIELMI G.; CASSAR-PULLICINO V.N.; BONOMO L. Lumbar intervertebral instability: a review. **Radiology**, v. 245, n. 1, p. 62-77, 2007.

36. MANCHIKANTI, L.; SINGH, V.; FALCO, F. J. E.; BENYAMIN, R. M., HIRSCH, J. A. Epidemiology of Low Back Pain in Adults. **Neuromodulation**, v. 17, Suppl 2, p. 3–10. 2014.
37. MARSHALL P. W; MURPHY B. A. Core stability exercises on and off a Swiss ball. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 86, n. 2, p. 242-9, 2005.
38. MATSUDO S. M.; ARAÚJO T.; MATSUDO V.; ANDRADE D.; ANDRADE E.; OLIVEIRA L. C.; BRAGGION G. Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ): estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil. **Rev Bras Ativ Fis Saúde**, v. 10, p. 5-18. 2001.
39. MCGILL, S. M. Low back stability: from formal description to issues for performance and rehabilitation. **Exerc Sport Sci Rev**, v. 29, n. 1, p. 26-31, 2001.
40. MCGILL S. M.; GRENIER S.; KAVCIC N.; CHOLEWICKI J. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. **J Electromyogr Kinesiol**, v.13, n. 4, p. 353–59. 2003.
41. NASCIMENTO P. R.; COSTA L. O. Low back pain prevalence in Brazil: a systematic review. **Cad Saude Publica**, v. 31, n. 6, p. 1141-56. 2015.
42. OLDFIELD, R.C. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. **Neuropsychologia**, v. 9, n.1, p. 97-113. 1971.
43. PANJABI, M. M. Clinical spinal instability and low back pain. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 13, n. 4, p. 371-9, 2003.
44. PIROUZI, S.; EMAMI; TAGHIZADEH S; GHANBARI A. Is Abdominal Muscle Activity Different from Lumbar Muscle Activity during Four-Point Kneeling? **Iran J Med Sci**, v. 38, n. 4, p. 327-33, 2013.
45. PRIETO, T. E.; MYKLEBUST, J. B.; HOFFMANN, R. G.; LOVETT, E. G.; MYKLEBUST, B. M.. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. **Trans Biomed Eng**, v. 43, n. 9, p. 956, 1996.
46. ROSÁRIO J.L. A review of the utilization of baropodometry in postural Assessment. **J Body Mov Ther**, v.18, n. 2, p. 215-9, 2014.
47. SENIAM. **Surface electromyography for the non-invasive assessment of muscles**. <http://www.seniam.org>. Accessed Agosto, 2017.
48. SILVA, M. A. C.; DIAS, J. M.; SILVA, M. F.; MAZUQUIN, B. F., ABRÃO, T.; CARDOSO, J. R. Análise comparativa da atividade elétrica do músculo multífido durante exercícios do Pilates, série de Williams e Spine Stabilization. **Fis Mov**, v. 26, p. 87-94, 2013.
49. SHAMSI, M.; SARRAFZADEH, J.; JAMSHIDI, A.; ARJMAND, N.; GHEZELBASH, F. Comparison of spinal stability following motor control and

- general exercises in nonspecific chronic low back pain patients. **Clin Biomech**, v.48, p. 42–8, 2017.
50. SCHNEIDER S.; RANDOLL D.; BUCHNER M. Why do women have back pain more than men. **Clin J Pain**. v. 22, p. 738–47, 2006.
51. STEVENS, V. K.; COOREVITS P. L.; BOUCHE K. G.; MAHIEU N. N.; VANDERSTRAETEN G. G.; DANNEELS L. A. The influence of specific training on trunk muscle recruitment patterns in healthy subjects during stabilization exercises. **Man Ther**, v. 12, n. 3, p. 271-9, 2007.
52. YODAS, J. W.; BOOR MM, DARFLER AL, KOENIG MK, MILLS KM, HOLLMAN J. H. Surface electromyographic analysis of core trunk and hip muscles during selected rehabilitation exercises in the side-bridge to neutral spine position. **Sports Health**, v. 6, n. 5, p. 416-21, 2014.



**ANEXOS**

Anexo 1 – Questionário Internacional de Atividade Física

**QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA –  
VERSÃO CURTA**

Nome: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_ / \_\_\_\_ / \_\_\_\_ Idade : \_\_\_\_ Sexo: F ( ) M ( )

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

Para responder as questões lembre se que:

➤ Atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal.

➤ Atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal.

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

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

dias \_\_\_\_ por **SEMANA** ( ) Nenhum

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

horas: \_\_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_\_

**2a.** Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do

jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**)

dias \_\_\_\_\_ por **SEMANA** ( ) Nenhum

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

horas: \_\_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_\_

**3a** Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo correr, fazer ginástica

aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

dias \_\_\_\_\_ por **SEMANA** ( ) Nenhum

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

horas: \_\_\_\_\_ Minutos: \_\_\_\_\_

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

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

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

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

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ minutos

**Classificação:**

**Sedentário** – Não realiza nenhuma atividade física por pelo menos 10 minutos contínuos durante a semana; **Insuficientemente Ativo** – Consiste em classificar os indivíduos que praticam atividades físicas por pelo menos 10 minutos contínuos por semana, porém de maneira insuficiente para ser classificado como ativos. Para classificar os indivíduos nesse critério, são somadas a duração e a frequência dos diferentes tipos de atividades (caminhadas + moderada + vigorosa).

Essa categoria divide se em dois grupos: *Insuficientemente Ativo A* – Realiza 10 minutos contínuos de atividade física, seguindo pelo menos um dos critérios citados: frequência – 5 dias/semana ou duração – 150 minutos/semana; *Insuficientemente Ativo B* – Não atinge nenhum dos critérios da recomendação citada nos indivíduos insuficientemente ativos A;

**Ativo** – Cumpre as seguintes recomendações: a) atividade física vigorosa –  $\geq 3$  dias/semana e  $\geq 20$  minutos/sessão; b) moderada ou caminhada –  $\geq 5$  dias/semana e  $\geq 30$  minutos/sessão; c) qualquer atividade somada:  $\geq 5$  dias/semana e  $\geq 150$  min/semana;

**Muito Ativo** – Cumpre as seguintes recomendações: a) vigorosa –  $\geq 5$  dias/semana e  $\geq 30$  min/sessão; b) vigorosa –  $\geq 3$  dias/ semana e  $\geq 20$  min/sessão + moderada e ou caminhada  $\geq 5$  dias/ semana e  $\geq 30$  min/sessão.

## Anexo 2 –Escala de Borg Modificada

Escala de Borg Modificada - CR-410	
	<b>Intensidade</b>
0,5	Muito, muito leve
1	Muito leve
2	Leve
3	Moderada
4	Pouco intensa
5	Intensa
6	-
7	Muito intensa
8	-
9	Muito, muito intensa
10	Máxima

Fonte: BORG G. Escalas de Borg para a Dor e o Esforço Percebido. São Paulo: Manole; 2000

## APÊNDICES

### Apêndice 1 - TCLE

#### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Gostaríamos de convidar você a participar como voluntário (a) da pesquisa “ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS ILIOCOSTAL, LONGUÍSSIMO E MULTÍFIDOS NAS VARIAÇÕES DO EXERCÍCIO QUADRÚPEDE”. O motivo que nos leva a realizar esta pesquisa é entender melhor como alguns músculos se comportam durante os movimentos das diferentes formas de realizar algumas variações de um exercício chamado quadrúpede (que inicia com a posição de gatas no chão, com mãos e joelhos apoiados). Nesta pesquisa pretendemos registrar e processar a atividade elétrica dos músculos da coluna lombar: longuíssimo lombar, iliocostal e multífidis, durante os movimentos de seis exercícios quadrúpedes. Em cada exercício teremos um movimento simples diferente com braços e pernas.

Caso você concorde em participar, vamos fazer as seguintes atividades com você: Inicialmente você será pesado, medido e fará uma avaliação postural. Essa avaliação é importante para verificarmos se você pode participar do estudo. Logo após os pesquisadores ensinarão e treinarão os exercícios da pesquisa. Em um segundo encontro, terá a pele das costas e quadril, limpa com algodão embebido em álcool. Para colagem dos adesivos emborrachados, com total privacidade e sem nenhum constrangimento, as voluntárias vestirão short de ginástica e top deixando à mostra a região lombar e do quadril. É importante dizer que colagem dos adesivos emborrachados, o que não causa qualquer tipo de desconforto. Após a colocação dos adesivos emborrachados iniciaremos os exercícios aprendidos no primeiro encontro. As mãos ficarão apoiadas em um tapete sensível que vai captar as informações das pressões que acontecem nas palmas da mão durante o exercício.

Serão seis exercícios diferentes. Cada um será repetido três vezes e entre um e outro haverá dois minutos de descanso. Os adesivos emborrachados estarão conectados por meio de cabos a um equipamento de registro de atividade muscular (eletromiógrafo). Todos os movimentos serão lembrados e demonstrados pelos fisioterapeutas pesquisadores e as voluntárias serão cuidadosamente familiarizadas com os equipamentos.

Esta pesquisa tem alguns riscos, que são mínimos: A chance de desconforto existente é pequena, semelhante uma fita crepe colada a pele causado pelos adesivos emborrachados durante registro de atividade muscular. Não há chance de choque, já que os estes são somente colados na pele e o equipamento não é ligado na rede elétrica, ele funciona com bateria. Há possibilidade mínima de alergia com a cola do adesivo emborrachado e, como consequência, a voluntária poderá ter coceira e/ou vermelhidão no local de colagem. Mesmo quando acontecem, esses sintomas tendem a desaparecer com o tempo máximo de um dia. Os exercícios não oferecem nenhum risco em sua execução, como queda ou perda de equilíbrio. Mas, para diminuir a chance desses riscos acontecerem, no primeiro encontro você será familiarizado com o equipamento e testará em sua pele o adesivo emborrachado por alguns minutos para observar algum sinal alérgico.

Desta pesquisa pode se esperar alguns benefícios, tais como obter maiores informações sobre o comportamento dos músculos durante o exercício, o que pode ajudar futuramente na escolha do exercício mais adequado para o paciente. Cabe dizer que esses exercícios são utilizados tanto na fisioterapia quanto nas academias de ginástica e de Pilates. Além disso, você receberá ao término do estudo, um relatório sobre como os músculos estudados estão sendo ativados, o que pode contribuir para um melhor entendimento sobre o funcionamento dos mesmos.

Para participar deste estudo você não vai ter nenhum custo, nem receberá qualquer vantagem financeira. Apesar disso, se você tiver algum dano por causadas atividades que fizermos com você nesta pesquisa, você tem direito a indenização. Você terá todas as informações que quiser sobre esta pesquisa e estará livre para participar ou recusar-se a participar. Mesmo que você queira participar agora, você pode voltar atrás ou parar de participar a qualquer momento. A sua participação é voluntária e o fato de não querer participar não vai trazer qualquer penalidade ou mudança na forma em que você é atendido (a). O pesquisador não vai divulgar seu nome. Os resultados da pesquisa estarão à sua disposição quando finalizada. Seu nome ou o material que indique sua participação não será liberado sem a sua permissão. Você não será identificado (a) em nenhuma publicação que possa resultar.

Este termo de consentimento encontra-se impresso em duas vias originais, sendo que uma será arquivada pelo pesquisador responsável e a outra será fornecida a você. Os dados coletados na pesquisa ficarão arquivados com o pesquisador responsável por um período de 5 (cinco) anos, e após esse tempo serão destruídos. Os pesquisadores tratarão a sua identidade com padrões profissionais de sigilo, atendendo a legislação brasileira (Resolução Nº 466/12 do Conselho Nacional de Saúde), utilizando as informações somente para os fins acadêmicos e científicos.

Declaro que concordo em participar da pesquisa e que me foi dada a oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas.

Juiz de Fora, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 20\_\_ .

---

Assinatura do Participante

---

Assinatura do (a) Pesquisador (a)

**Nome do Pesquisador Responsável: Dr. Eduardo Jose Danza Vicente**  
**Campus Universitário da UFJF**  
**Faculdade/Departamento/Instituto: Faculdade de Fisioterapia**  
**CEP: 36036-900**  
**Fone: (32) 2102-3837**  
**Email: eduardo.vicente@ufff.edu.br**

---

Assinatura do (a) Responsável

---

Eduardo Jose Danza Vicente – Pesquisador responsável  
Rua Eugênio do Nascimento, s/n – Bairro Dom Bosco. Juiz de Fora – MG – CEP: 36038-330.  
Tel: (32) 2102-3837. Email: eduardo.vicente@ufff.edu.br

---

Patricia Cardoso Clemente – Pesquisadora assistente  
Rua Eduardo Weiss, 286 /201 – Fábrica. Juiz de Fora – MG – CEP 36080-570.  
Tel: (32) 991220399. Email: profpatriciacardosojf@gmail.com

## Apêndice 3 – Ficha de Avaliação Inicial



---

**ANAMNESE E FICHA DE AVALIAÇÃO POSTURAL**

---

Nome:

Sexo:  Masculino  FemininoLateralidade:  Direita  EsquerdaSente dor na coluna constante:  lombar  cervical  torácicaJá foi diagnosticado com Hérnia discal / espondilolistese  sim   
nãoDismetria de MMSS ou MMII:  sim  nãoJá realizou tratamento de câncer:  sim  nãoEstá grávida  sim  nãoRealizou cirurgia na coluna vertebral  sim  não

Data da Avaliação:

Nível Escolar:

Altura:

Peso Corporal:

IPAC -

## Avaliação Postural

### Vista Anterior

- Cabeça:

alinhada    inclinada à direita    inclinada à esquerda

rodada à direita    rodada à esquerda

- Altura dos ombros:

simétricos    direito + alto    esquerdo + alto

- Altura das mãos:

simétrico    direito + alto    esquerdo + alto

- Rotação do tronco:

à esquerda    à direita    ausente

- Ângulo de tales:

simétrico    maior à esquerda    maior à direita

- Cicatriz umbilical:

alinhada    desvio à direita    desvio à esquerda

- Altura das cristas Ilíacas:

simétricos    direito + alto    esquerdo+alto

- Joelhos:

valgo    varo    normal

- Tornozelos:

valgo    varo    normal

- Pés:

planos    cavos    normal

### Vista posterior

- Altura da escápulas:

simétricos    direito + alto ...  esq. + alto

- Escápula alada:

à esquerda    à direita    ausente

- Gibosidade torácica:

à esquerda    à direita    ausente

bilateral > à direita    bilateral > à esquerda

- Pregas poplíteas:

simétricos    direito + alto    esquerdo + alto



+ profundo a direita   + profundo a esquerda

- Coluna lombar c/ concavidade:

á esquerda   á direita   ausente

Coluna torácica c/ concavidade:

á esquerda   á direita...ausente

Coluna cervical c/ concavidade:

á esquerda   á direita   ausente

### Vista lateral direita

- Cabeça:

Anteriorizada   Posteriorizada   Normal

- Coluna cervical:

Hiperlordose   Retificada   Normal

- Ombro:

Protusos   Retraídos   Normal

- Membro superior direito:

Anteriorizado   Posteriorizado   Normal

- Rotação de tronco:

Direita   Esquerda   Normal

- Abdomen:

Protuso   Ptose   Normal

- Coluna lombar:

Hiperlordose   Retificada   Normal

- Pelve:

Antevertida   Retrovertida   Normal

- Quadril:

Fletido   Normal

- Joelho:

Fletido   Normal

Vista lateral esquerda

- Cabeça:

Anteriorizada  Posteriorizada  Normal

- Coluna cervical:

Hiperlordose  Retificada  Normal

- Ombro:

Protusos  Retraídos  Normal

- Membro superior direito:

Anteriorizado  Posteriorizado  Normal

- Rotação de tronco:

Direita  Esquerda  Normal

- Abdomen:

Protuso  Ptose  Normal

- Coluna lombar:

Hiperlordose  Retificada  Normal

- Pelve:

Antevertida  Retrovertida  Normal

- Quadril:

Fletido  Normal

- Joelho:

Fletido  Normal