

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA  
PÓS-GRADUAÇÃO STRICTU SENSU EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO E  
DESEMPENHO FÍSICO FUNCIONAL  
FACULDADE DE FISIOTERAPIA

Bárbara Palmeira Rossi

**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DO LONGUÍSSIMO LOMBAR, ILOCOSTAL E  
GLÚTEO MÉDIO NOS MOVIMENTOS DE LEVANTAR, SENTAR, DURANTE A  
MARCHA E CORRELAÇÃO COM O ÂNGULO DE COBB EM ADOLESCENTES  
COM ESCOLIOSE IDIOPÁTICA.**

Juiz de Fora

2018

Bárbara Palmeira Rossi

**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DO LONGUÍSSIMO LOMBAR, ILIOCOSTAL E  
GLÚTEO MÉDIO NOS MOVIMENTOS DE LEVANTAR, SENTAR, DURANTE A  
MARCHA E CORRELAÇÃO COM O ÂNGULO DE COBB EM ADOLESCENTES  
COM ESCOLIOSE IDIOPÁTICA.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação e Desempenho Físico Funcional como pré-requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo José Danza Vicente – UFJF

Coorientador: Prof. Dr. Marco Antônio Cavalcanti Garcia - UFJF

Juiz de Fora

2018

## DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho...

... à minha mãe Jane por me apoiar desde quando o Mestrado era só um sonho distante e me mostrar que a educação é a única e verdadeira forma de empoderamento;

... ao meu pai Primo, que mesmo sem compreender porque eu continuo estudando, sempre foi minha referência de trabalho árduo e honestidade;

... aos meus irmãos Primo e Gabriela por entenderem a minha ausência;

... e ao meu marido Glauco: minha fonte de renovação de energia, tantas vezes me fez sorrir em meio às adversidades e me estimulou a continuar, a vencer os obstáculos, a crescer profissionalmente e a evoluir enquanto pessoa.

Duas palavras definem vocês: gratidão e amor!

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a UFJF e à Faculdade de Fisioterapia pela oportunidade de crescimento pessoal e profissional;

Ao meu orientador, professor Eduardo J. D. Vicente, por confiar em mim e me conceder esta oportunidade, pelo conhecimento passado e pela paciência;

Ao meu co-orientador, professor Marco C. Garcia que contribuiu enormemente para a minha formação na Pós-Graduação Lato Sensu e agora na Strictu Sensu e surgiu em um momento tão importante! Obrigada por toda a tranquilidade e conhecimento passado desde o início;

Ao professor Diogo Felício, pelas inúmeras oportunidades que me concedeu no Laboratório de Análise do Movimento, que só me fizeram crescer enquanto Professora, Fisioterapeuta e pesquisadora;

A todos os outros professores do MCReab – Paula Chagas, Carla Malagutti, Lilian Pinto, Jaqueline Frônio, Alexandre Barbosa e tantos outros da FACFISIO... vocês são maravilhosos! Aos amigos da turma 01, guardarei cada um em meu coração com enorme respeito e admiração profissional!

Agradeço ao Felipe Alvim e ao Victor Hugo Souza por todo o conhecimento compartilhado, por se empenharem na análise dos dados e por me estimularem na busca incessante pelo conhecimento!

Os amigos que respondiam minhas dúvidas a qualquer hora, só tenho a agradecer por tê-los em minha vida, em especial à Isabelle Guedes, Mariana Rossi, Aline Ferreira, Lupércio Bessegato!

Agradeço ainda a todos os acadêmicos que me auxiliaram na coleta dos dados, bem como todos os voluntários que se dispuseram a participar... As escolas que abriram suas portas para as avaliações, o serviço de Radiologia do HU e todos os Fisioterapeutas do HU/CAS.

Por fim, elevo uma prece em agradecimento a Deus e a Nossa Senhora Aparecida, por tudo o que me foi concedido até aqui, por tantas pessoas boas que conheci e revi nestes 2 anos do Mestrado e pela oportunidade de um ensino tão valioso em uma Universidade pública. Peço a Deus que ilumine meus caminhos para que um dia eu faça pelos meus alunos, tudo o que vocês fizeram por mim!

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	9
2 OBJETIVOS.....	18
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	19
3.1. Desenho e aspectos éticos .....	19
3.2. Amostra .....	19
3.3. Protocolo de coleta.....	19
3.4. Processamento dos sinais de EMG .....	22
3.5. Análise estatística.....	24
4 RESULTADOS .....	25
4.1. Características da amostra .....	25
4.2. Análise Radiográfica .....	25
4.3 Análise da Ativação Elétrica nos Movimentos de Levantar e Sentar .....	26
4.4 Análise da Ativação Elétrica Durante a Marcha.....	30
4.5 Análise da Correlação Entre Ângulo de Cobb e Recrutamento Muscular entre os Lados Côncavo e Convexo Durante os Movimentos de Levantar e Sentar.....	33
4.6 Análise da Correlação entre Ângulo de Cobb e Recrutamento Muscular entre os Lados Côncavo e Convexo Durante a Marcha .....	35
5 DISCUSSÃO.....	36
6 CONCLUSÃO.....	41
7 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	42
REFERÊNCIAS .....	43
ANEXOS .....	51
APENDICE .....	52

## **LISTA DE ABREVIATURAS**

EI - Escoliose Idiopática

CV – Coluna Vertebral

EMGs - Eletromiografia de Superfície

MMII – Membros Inferiores

PAUM - Potenciais de Ação das Unidades Motoras

MMSS – Membros superiores

Cv – lado côncavo

Cx – lado convexo

Long – Músculo Longuíssimo lombar

Ilio – Músculo Iliocostal

Gme – Músculo Glúteo Médio

TCLE – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TALE – Termo de Assentimento Livre e Esclarecido

UFJF – Universidade Federal de Juiz de Fora

IMC – Índice de Massa Corpórea

EIPS – Espinha Ilíaca Postero Superior

L1 – Primeira Vértebra Lombar

L2 – Segunda Vértebra Lombar

ISEK – Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia

SENIAM - Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles

RMS – Raiz Quadrática Média

SPSS - Statistical Package for the Social Sciences

MED – Mediana

Q1 – 1º intervalo interquartil

Q3 – 3º intervalo interquartil

AVD's – atividades de vida diária

## RESUMO

**INTRODUÇÃO:** A escoliose idiopática (EI) é a maior causa de deformidade na coluna de adolescentes. A eletromiografia de superfície (EMGs) tem sido considerada um instrumento válido para avaliação da ativação elétrica entre os músculos paravertebrais, entretanto poucos autores se dedicaram a estudar a ativação dos músculos longuíssimo lombar (Long), iliocostal (Ilio) e glúteo médio (Gme), durante atividades dinâmicas. **OBJETIVO:** Avaliar a ativação elétrica dos músculos Long, Ilio e Gme, nos lados côncavo (Cx) e convexo (Cv) da coluna lombar de adolescentes com EI, durante os movimentos de levantar, sentar e durante a marcha além de correlacionar essa ativação com o ângulo de Cobb. **MÉTODOS:** Trata-se de um estudo transversal, aprovado pelo CEP/UFJF (Parecer nº 2.253.351) no qual foram avaliados 15 adolescentes, destros, diagnosticados por meio de raio-X para medida de ângulo de Cobb com EI lombar entre 10 e 32º. A atividade muscular foi avaliada por meio da EMGs (EMGSystem®), sendo que os eletrodos de superfície foram colocados sobre os músculos Long, Ilio e Gme. Um *footswitch* foi posicionado sob o calcâneo para marcação temporal juntamente com a EMGs, com sinais captados durante 1 min. Os sinais foram processados com MATLAB e calculada a amplitude RMS. **RESULTADOS:** Houve diferença significativa entre as amplitudes RMS nos lados Cv e Cx, no Long, durante o movimento de levantar ( $P=0,026$ ), sentar ( $P=0,015$ ) e na marcha, no início da fase de apoio ( $P=0,007$ ). No Ilio do lado Cx pode-se observar correlação com o ângulo de Cobb, durante o movimento de levantar ( $P=0,003$ ,  $r=0,71$ ) e sentar ( $P=0,03$ ,  $r=0,55$ ). **CONCLUSÃO:** Existe assimetria no recrutamento do Long nos movimentos de levantar, sentar e durante a marcha. Além disso, pode-se observar correlação entre o Ilio do lado Cx e o ângulo de Cobb.

Palavras chave: escoliose idiopática, eletromiografia, marcha, levantar e sentar.

## **ABSTRACT**

**INTRODUCTION:** Idiopathic scoliosis (IS) is the major cause of deformity in the adolescent spine. Surface electromyography (sEMG) has been considered a valid instrument for the evaluation of electrical activation among the paravertebral muscles. However, a few authors have studied the muscles activation of the Longissimus lumbar (Long), Iliocostalis (Ilio) and Gluteus Medius (Gme) during dynamic activities. **OBJECTIVE:** To evaluate the electrical activation of the Long, Ilio and Gme muscles on the concave (Cv) and convex (Cx) sides of the adolescents lumbar spine with IS during the standing, sitting and walking movements and to correlate this activation with the Cobb angle. **METHODS:** A cross-sectional study was performed in 15 adolescents, right-handed, diagnosed by means of x-ray to measure Cobb angle with lumbar IS between 10 and 32°. EMGs were recorded using surface electrodes placed on Long, Ilio and Gme muscles. The footswitch was placed under the calcaneus for temporal marking in parallel with the EMGs for 1 min. The signals were processed in MATLAB and the RMS amplitude was estimated. **RESULTS:** There was a significant difference between the Cv and Cx sides, in the Long muscles during the standing movement ( $P=0.026$ ) and during sitting movement ( $P=0.015$ ). On gait, there was a significant difference in Long, at the beginning of the support phase ( $P=0.007$ ). Ilio muscle on the Cx side presented a correlation with the Cobb angle, during standing ( $P=0.003$ ,  $r=0.71$ ) and sitting ( $P=0.03$ ,  $r=0.55$ ). **CONCLUSION:** There seems to be an asymmetry in Long muscle recruitment during standing and sitting, and at the beginning of the support phase. In addition, the Ilio correlates with the Cobb angle during standing and sitting.

**Key-Words:** idiopathic scoliosis, electromyography, gait, stand-to-sit.

## 1 INTRODUÇÃO

O termo escoliose deriva da palavra grega “*skolios*” que significa curvo, torto e foi mencionada pela primeira vez por Galien, em 201 A.C. (KONIECZNY et al, 2013). De acordo com Negrini et al. (2005) a referida expressão é utilizada para descrever uma curvatura lateral da coluna vertebral (CV) superior a 10° (*Scoliosis Research Society - SRS*). Trata-se de um desvio que pode ser fixo, mas acompanhado de rotação de partes individuais da coluna, o que a torna uma deformação morfológica tridimensional (NEGRINI et al, 2005). Além disso, está frequentemente associada à uma consequente assimetria na orientação, no comprimento e na espessura dos músculos eretores da coluna<sup>1</sup>, bem como na composição dos diferentes tipos de fibras musculares (BYLUND et al, 1987; MANNION et al, 1998; STOKES, 1989; STOKES e LAIBLE, 1990).

Estudos brasileiros da década de 80 descreveram uma prevalência de adolescentes com escoliose de 5,7, 6 e 6,2% nas cidades de Belo Horizonte, Curitiba e São Paulo respectivamente (CHIPKEVITCH, 1995). Um estudo de 2013 na cidade de Goiânia, observou uma prevalência de 4,3% entre alunos das escolas públicas (SOUZA, 2013).

Na população mundial, Lonstein (2006) e a SRS, observaram uma prevalência da escoliose de 2 a 3% e Konieczny et al. (2013), em trabalho mais recente encontraram uma prevalência de 0,5 a 5,2%. A relação entre mulheres e homens é de 1,5:1 podendo aumentar expressivamente com o passar dos anos para 3:1. Quando se compara somente curvaturas com grandes ângulos, classificadas pelo método de Cobb, esta relação também aumenta de forma significante (7:1) (KONIECZNY et al, 2013).

A magnitude da curva escoliótica no plano frontal, bem como a deformação vertebral, é medida em radiografia e referida como ângulo de Cobb (ROMANO et al, 2013). O exame radiográfico fornece, há várias décadas, a base para se diagnosticar, mensurar e acompanhar a evolução das deformidades da CV, entre elas a escoliose (TRIBASTONE, 2001), prática esta que fundamenta a obtenção do ângulo de Cobb (DUN et al, 2018). O método de Cobb é o

---

<sup>1</sup>Grupo complexo de músculos profundos ou intrínsecos, dispostos em série, estendendo-se da pelve ao crânio, que podem ser funcionalmente considerados um único músculo. Dois subgrupos são identificados: a) um feixe superficial formado pelos esplêniros da cabeça e pescoço e eretor da espinha (iliocostal, longuissimo e espinhal); b) um feixe profundo(GRAY, 1988).

mais simples e utilizado, atualmente recomendado pela SRS. Este método oferece confiabilidade intra ( $ICC_{2,1}=0,82$ ; 1.0) e inter examinadores ( $ICC_{2,1}=0,72$ ; 0,95) excelente (CHAN et al, 2014; TANURE et al, 2010) e consiste na medida do ângulo formado pela interseção de duas perpendiculares tangenciando a borda superior da vértebra terminal superior e a borda inferior da vértebra terminal inferior da escoliose (COBB, 1948) (Figura 1). O ângulo de Cobb é uma medida obtida apenas a partir plano frontal, mas ainda é definida como “padrão ouro” de avaliação de desvios neste plano, embora algumas tentativas de avaliação tridimensional da escoliose já tenham sido realizadas (DUN et al, 2018; PROWSE et al, 2017).

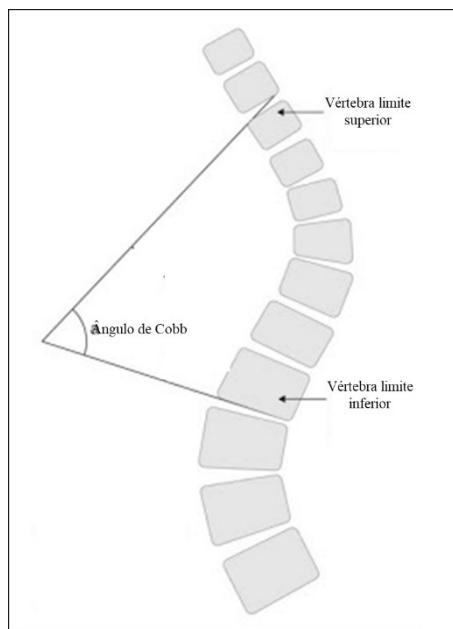


Figura 1: Demonstração dos pontos de referência para a obtenção do ângulo de Cobb.

No plano transverso, a avaliação da rotação vertebral é realizada com o torsiómetro de Perdiolle ou de Raimondi. A flexão do tronco, realizada durante o teste de Adams, tornou-se a posição padrão para detectar a escoliose e produz uma acentuação da deformidade na superfície do tronco, com elevação do lado da convexidade e depressão do lado da concavidade (CARR et al, 1991). É o principal teste de avaliação em ambientes escolares (ALTAF et al, 2017), usado extensivamente em todo o mundo, como um método eficaz, com boa confiabilidade e de rápida execução (CÔTE et al, 1998; PUTHEZHATH, 2017).

A escoliose pode ser classificada, levando-se em consideração sua flexibilidade, em escoliose estrutural e não-estrutural. Uma escoliose não estrutural corrige-se com a flexão ativa do tronco, o que a define como estrutura flexível. Por sua vez, a escoliose estrutural é fixa, inflexível, e não se corrige com a flexão ativa do tronco (NEGRINI et al, 2005). As curvaturas da escoliose não estrutural, na maioria das vezes, são secundárias a uma assimetria do comprimento dos membros inferiores (MMII), a um quadro doloroso, ou a outros problemas posturais. Entende-se assim que se o problema primário for corrigido, a escoliose não estrutural desaparecerá. A escoliose estrutural mais comum não tem causa conhecida, sendo denominada idiopática (NEGRINI et al, 2005).

A escoliose idiopática (EI), levando-se em consideração a faixa etária de surgimento da curva, pode ser classificada em: Infantil, surgindo de 0 a 3 anos; Juvenil, entre 3 a 10 anos e Adolescente, com mais de 10 anos, mas antes da maturidade (SALATE, ARONI, FERREIRA, 2013). A literatura científica reporta que a EI no adolescente, objeto de estudo desta pesquisa, possui causas multifatoriais, podendo ter várias origens, entre elas: situações compensatórias a alterações músculo esqueléticas, congênitas, desvio do padrão de crescimento, alterações neuromusculares ou do tecido conjuntivo, crescimento assimétrico, alterações da configuração sagital da CV, fatores ligados a heterogeneidade genética, comprometimento na integração sensório motor, e/ou até distúrbios na glândula pineal (FADZAN e BETTANY-SALTIKOV, 2017). Tal deformidade apresenta repercussões estéticas e psicossociais graves, além de ser responsável por alterações da função pulmonar (NEWTON et al, 2005; FERREIRA et al, 2009) e o aparecimento precoce de processo degenerativos na coluna (THOMSON e SCOLES, 2000).

King et al. (1983) classificaram a EI no adolescente em cinco tipos, levando em consideração o número e a localização de curvas (Figura 2). Lenke et al. (2001), refizeram a classificação, considerando então o grau, a flexibilidade e o tipo de curvatura, surgindo então 42 novos subtipos, incluindo os subtipos de curvas, o perfil para cifose e o moderador lombar. Ambos autores concordaram que há uma diminuição da flexibilidade da curvatura vertebral em virtude das curvas escolióticas. Atualmente existem críticas com relação a confiabilidade e reproduzibilidade dessa classificação além de propostas de novas classificações e formas de avaliação mais completas, entretanto a classificação de King et al. (1983) ainda é a mais utilizada nas pesquisas científicas (OVADIA, 2013).

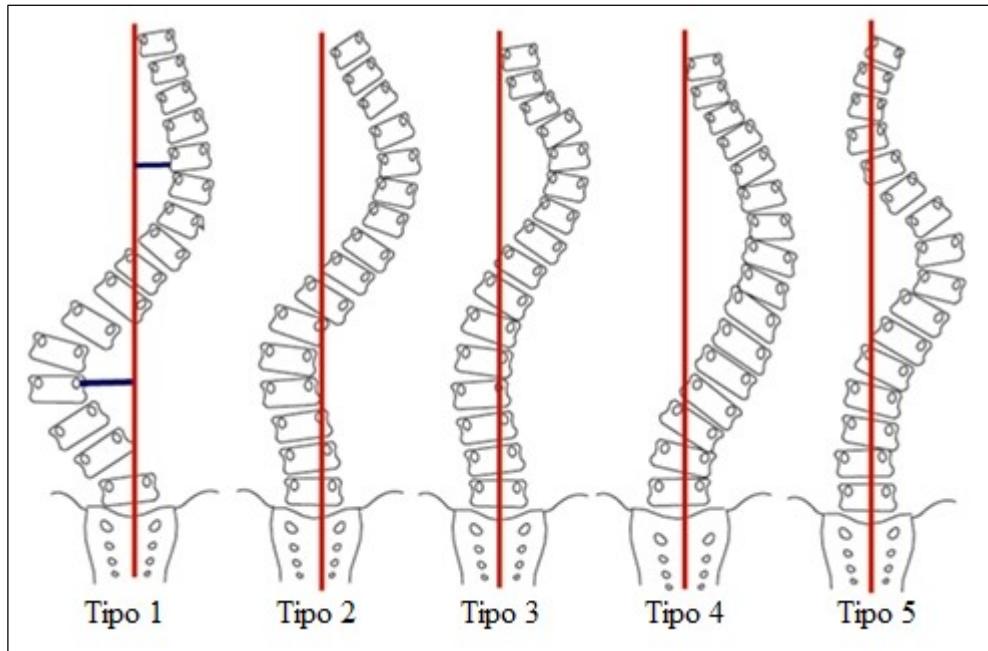


Figura 2: Representação esquemática da classificação da escoliose idiopática (EI). As linhas vermelhas indicam o plano sagital mediano. No tipo 1, a curva apresenta-se em formato de S, maior na coluna lombar e menor na torácica. No tipo 2, a curva também se apresenta em formato de S, com lombar menor que a torácica. No tipo 3, a curva é torácica com pouca ou nenhuma curvatura lombar. No tipo 4, a curva apresenta-se em formato de C, na transição toracolumbar. Finalmente no tipo 5, existe uma dupla curva torácica, em S. Fonte: Adaptado de King et al, 1983.

Como método válido para se avaliar os possíveis desequilíbrios musculares presentes na escoliose destaca-se a eletromiografia de superfície (EMGs) (GAUDREAUET et al, 2008). O sinal de EMGs representa a soma algébrica dos potenciais de ação gerados a partir do recrutamento e variação em frequência gerados pelas unidades motoras (De Luca, 1997). A EMGs é uma técnica sensível e que possibilita obter informações sobre as variações anatômicas do músculo, condições fisiológicas e presença de patologias que afetem as vias neurais e metabólicas (De LUCA, 1993; ENOKA, 2000; KONRAD, 2005). Embora a EMGs não permita medir a força muscular produzida diretamente, contribui na determinação dos perfis de recrutamento de diferentes músculos, em diferentes condições, sejam elas clínicas ou não (GARCIA e VIEIRA, 2011). Além disso, considerando que para a realização da contração muscular seja necessário que antes ocorra uma ativação neuromuscular – fenômeno este conhecido como atraso eletromecânico – acredita-se que, utilizando a EMGs, seja possível monitorar a ativação dos músculos do tronco, tanto no lado côncavo (Cx) quanto no lado convexo (Cx) de um indivíduo com escoliose (GAUDREAUET et al, 2005).

A literatura indica que a EMGs tem sido usada desde 1983, inicialmente por Zetebberg et al, com o objetivo de estudar a atividade dos músculos paravertebrais<sup>2</sup> nos diferentes tipos de escoliose. A ativação muscular aumentada no lado Cx, próximo ao ápice da curva foi o principal achado neste primeiro momento. Diferenças no registro mioelétrico entre os lados Cv e Cx começaram a ser quantificadas, entretanto de forma semi estática, com contração isométrica em extensão de tronco, e ainda sem relacionar essas diferenças com o grau da curvatura escoliótica. Em seguida, alguns autores confirmaram que existe uma resposta muscular assimétrica associada à progressão da curva escoliótica (AVIKAINEN et al, 1999; CHAN et al, 1999; REUBER et al, 1983) porém não utilizaram métodos padronizados para comparação de resultados.

Posteriormente, Gaudreault et al. (2005) encontraram resultados semelhantes entre os lados, em relação à composição dos tipos de fibras musculares, eficácia neuromuscular e fadigabilidade em adolescentes com EI. Bassani et al. (2008) e De Oliveira et al. (2011) contribuíram para os dados de Gaudreault et al. (2005) e não observaram assimetrias na ativação dos músculos paravertebrais em adolescentes com EI, demonstrando a necessidade de novas investigações em relação a esses.

Em contrapartida, Chwala et al. (2014) realizaram uma avaliação eletromiográfica dos paravertebrais em isometria e observaram que durante os exercícios simétricos e assimétricos os músculos apresentam padrões diferentes de ativação em adolescentes com EI. Farahpour et al. (2015) investigaram a atividade eletromiográfica dos eretores da coluna e dos músculos oblíquos externos durante os movimentos de inclinação e rotação de tronco em adolescentes com e sem escoliose e descobriram que a atividade muscular assimétrica não é óbvia em todos os movimentos testados, entretanto esses movimentos não são realizados de forma rotineira durante as atividades de vida diárias (AVD's). Outros estudos já demonstraram um aumento da atividade eletromiográfica no lado Cx da curvatura escoliótica, entretanto estes achados foram interpretados de diversas maneiras: como resultado de fraqueza muscular ou como efeito do alongamento da musculatura paravertebral neste lado (GAUDREULT et al, 2005; CHWALA et al, 2014; FARAHPOUR et al, 2015; STETKAROVA et al, 2016).

---

<sup>2</sup> Estrato mais profundo do músculo extensor da coluna. Possui fascículos que cruzam medialmente e pode ser chamado também de transversoespinhal. Formado pelos músculos: semi-espinhal, multífido, rotadores, interespinhais, intertransversários (GRAY, H.1988).

Stetkarova et al. (2016), utilizando EMG com eletrodo de agulha observaram que os músculos paravertebrais apresentam as amplitudes dos potenciais de ação das unidades motoras (PAUMs) mais elevadas e predominância das fibras musculares do tipo I no lado da convexidade, podendo desta forma induzir a uma evolução da curva escoliótica e consequentemente do ângulo de Cobb, mas a discussão sobre qual o lado mais afetado durante o movimento não parece ter sido resolvida. Além disso, poucos autores se dedicaram a estudar a ativação dos músculos longuíssimo lombar (Long), iliocostal (Ilio) e glúteo médio (Gme), durante atividades dinâmicas como os movimentos rotineiros de levantar, sentar e durante a marcha (CHWALA et al, 2014; FARAHPOUR et al, 2014; FARAHPOUR et al, 2015; KOWK et al, 2015; MAHAUDENS et al, 2018).

A habilidade de levantar e sentar é uma das transições de postura mais comumente utilizada na rotina diária de uma criança e adolescente. Levantar-se da posição sentada é atividade fundamental para a mobilidade ereta, incluindo andar, correr e saltar, e favorece diretamente a independência funcional (Janssen et al, 2002). Além disso, biomecanicamente, envolve o deslocamento do centro de massa do corpo, para frente e para cima, exigindo controle postural adequado (Solé e Goulart, 1999). Limitações na capacidade de executar este movimento adequadamente, bem como andar, estão intimamente relacionadas com a baixa qualidade de vida (Costa et al, 2002).

Kowk et al. (2015), avaliaram a atividade elétrica dos músculos paravertebrais em adolescentes com EI, nas condições de manter-se em pé, e sentado, sem correção e com correção postural. Eles observaram um maior recrutamento muscular no lado Cx, com tendência à simetria entre os lados quando o adolescente era estimulado ao alinhamento postural. Concluíram ainda que por meio do aprendizado motor, os músculos paravertebrais da curvatura escoliótica podem se tornar mais equilibrados. Entretanto, do conhecimento dos autores deste trabalho, nenhum autor avaliou o movimento de levantar e sentar como um todo, de forma dinâmica.

O outro movimento mais funcional e útil ao ser humano e ainda pouco estudado em adolescentes com EI é a marcha. Embora aparentemente simples, um ciclo da marcha compreende uma sequência de apoio e avanço de um único membro, compreendendo o período entre o primeiro contato do pé com o solo até o próximo contato deste mesmo pé com o solo (PERRY, 1992; PANDY e ANDRIACCHI, 2010). Vaughan et al. (2002), observaram que os músculos eretores da coluna apresentavam dois picos de ativação em todo o ciclo da

marcha, nos 10% iniciais (início da fase de apoio) e entre 50 a 60% do ciclo (final da fase de apoio/início da fase de balanço) (Figura 3 e 4B).

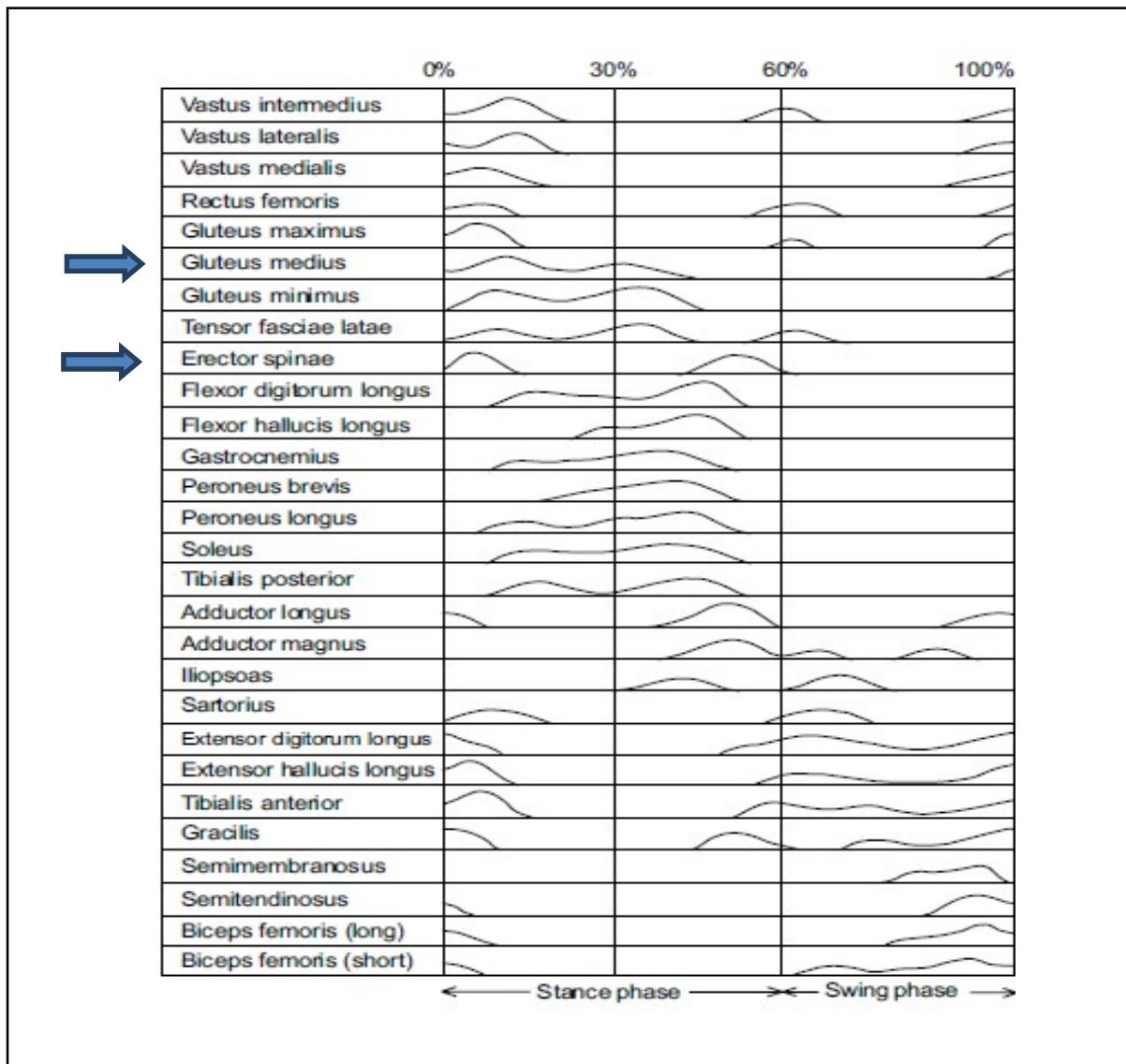


Figura 3: Momentos de ativação dos 28 músculos mais comuns durante o ciclo da marcha em indivíduos hígidos. Pode-se observar um pico de ativação do músculo Glúteo Médio, nos 20% iniciais e dois picos de ativação dos músculos Eretores da Coluna nos 10 e 50% iniciais do ciclo. Adaptado de Vaughan et al (2002).

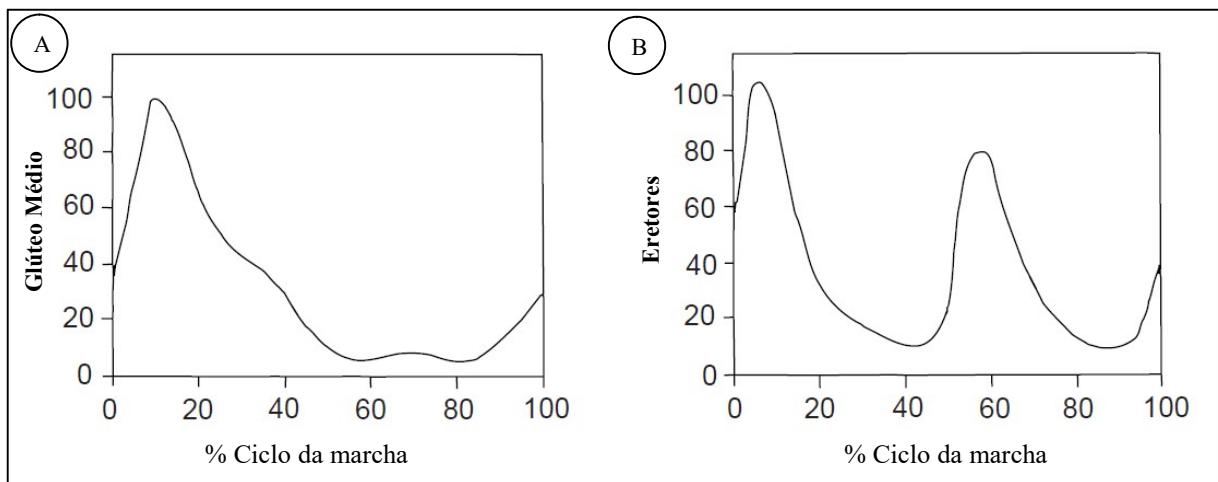


Figura 4: Momentos de ativação do Glúteo Médio e Eretores da Espinha durante o ciclo da marcha em indivíduos hígidos. Nota-se, em A, o Glúteo Médio, apresentando apenas um pico de ativação, nos 20% iniciais, que corresponde ao início da fase de apoio. Em B, os Eretores da Espinha, com duplo pico de ativação, sendo o primeiro nos 10% iniciais (início da fase de apoio) e o segundo entre 50 e 60% (final da fase de apoio, início do balanço). Adaptado de Vaughan et al (2002).

Em adolescentes com EI foram observadas durante a marcha alterações na velocidade, na cadência, no comprimento do passo, na amplitude de movimento da articulação coxo-femoral e joelho, na descarga de peso, na força de reação do solo e finalmente no gasto energético (DARYABOR et al., 2016). Mahaudens et al. (2009) não perceberam diferença no sinal eletromiográfico nos eretores entre os lados Cv e Cx durante a marcha e sim um aumento da amplitude do sinal de forma bilateral.

Mahaudens et al. (2018) avaliaram a marcha de adolescentes com escoliose após 10 anos de cirurgia, com o uso de EMGs em alguns músculos do tronco e no gastrocnêmios além da análise tridimensional da marcha e consumo de oxigênio. Concluíram que não houve mudança na estabilidade postural, no padrão de marcha e no nível de ativação mioelétrica após 10 anos de artrodese de CV, mas um aumento no gasto energético com elevação no consumo de oxigênio. Entretanto, ao avaliarem somente paravertebrais e gastrocnêmios, não levaram em consideração os possíveis desequilíbrios pélvicos e a ação do glúteo médio nesta relação. Provavelmente essas alterações na marcha, de indivíduos com escoliose, ocorrem em virtude das mudanças morfológicas observadas na estrutura dos ossos da pelve e do fêmur (WALKER e DICKSON, 1984; COLE et al, 1990; LEGAYE et al, 1998).

A importância da ação dos músculos glúteos durante o movimento da articulação coxofemoral na marcha já foi descrita considerando as ações primárias desses músculos

(LEGAYE et al, 1998). Durante a fase de apoio, aproximadamente 66% da força de reação da articulação coxofemoral origina-se nos músculos abdutores, em particular o músculo glúteo médio (WALKER, DICKSON, 1984; LEGAYE et al, 1998). Na subfase de médio apoio, antes da retirada dos dedos, considerando as ações primárias, o músculo glúteo máximo e a parte posterior do glúteo médio/mínimo contribuem significativamente para a resposta à força de reação vertical do solo, sendo esse importante para o suporte do corpo durante a marcha (SAJI et al, 1995). Na subfase de aceleração até a subfase de passagem (balanço médio), o glúteo médio tem uma ação concêntrica cuja função é manter a posição da pelve contralateral. Também é citado que as porções anteriores e posteriores dos músculos glúteo médio agem em conjunto para controlar a pelve no plano transverso, se opondo à rotação interna da articulação coxofemoral (GIAKAS et al, 1996). De acordo com Vaughan et al. (2002) o glúteo médio só apresenta um pico de ativação elétrica em toda a fase da marcha, exatamente nos 20% iniciais do ciclo, ou início da fase de apoio (Figura 3 e 4A). Embora já exista extensa literatura sobre análise da marcha e algumas sobre analise da marcha em indivíduos com escoliose (DARYABOR et al, 2016; ANDERSON e PANDY, 2003; MAHAUDENS et al, 2018; GIAKAS et al, 1996), ainda há muita discordância sobre conclusões assertivas.

Técnicas de análise de marcha têm sido utilizadas por mais de um século para fornecer informações quantitativas sobre a cinemática e dinâmica da locomoção (STAGNARA, 1985). Porém, apenas recentemente tem havido um entendimento mais objetivo e embasado do que ocorre nos músculos e articulações durante esta atividade (CASSAR-PULLICINO, EISENSTEIN, 2002). Estudar as alterações na marcha medindo a força de reação do solo e a análise por meio de EMGs, é importante para entender as diferenças entre os ciclos da marcha de grupos de indivíduos com características distintas. Grupos que apresentam marcha alterada, como por exemplo na EI, podem se beneficiar melhorando o entendimento e consequentemente o tratamento dessas alterações (DIMEGLIO et al, 1996).

Pelo menos, nas três últimas décadas, a EMGs vem se revelando uma ferramenta promissora na avaliação de várias disfunções musculoesqueléticas, incluindo a EI, por se tratar de um método não invasivo e de relativo baixo custo. Não há na literatura, nenhum trabalho que proponha a metodologia apresentada neste estudo, com o conjunto de músculos que serão analisados bem como os movimentos funcionais a serem testados. As contribuições deste estudo, portanto, poderão beneficiar os profissionais da área da saúde envolvidos no

diagnóstico, mensuração e tratamento da escoliose, possibilitando dessa forma aperfeiçoar a abordagem clínica nesses adolescentes, além de incrementar a literatura científica relacionada à essa problemática.

## 2 OBJETIVOS

Avaliar a ativação elétrica dos músculos Long, Ilio e Gme, nos lados Cv e Cx da coluna lombar de adolescentes com EI, durante os movimentos de levantar, sentar e durante a marcha e correlacionar essa ativação com o ângulo de Cobb.

### **3 MATERIAIS E MÉTODOS**

#### **3.1 DESENHO E ASPECTOS ÉTICOS**

Trata-se de um estudo observacional e transversal. O projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Juiz de Fora /MG (parecer nº: 2.253.351 (Anexo 1). Os participantes foram esclarecidos quanto aos objetivos do estudo e os que consentiram assinaram o Termo de Assentimento Livre e Esclarecido (TALE), (Apêndice 1) e seus responsáveis, o Termo de Consentimento Livre Esclarecido (TCLE), (Apêndice 2)

#### **3.2 AMOSTRA**

A seleção da amostra foi por conveniência. Foram incluídos 15 adolescentes dos sexos masculino e feminino, provenientes de escolas da cidade de Juiz de Fora com idade entre 10 e 18 anos, destros de membros superiores (MMSS) e membros inferiores (MMII) com diagnóstico de EI do tipo I, II e IV de acordo com os critérios de King et al (1984) e com ângulo de Cobb variando entre 10 e 32°. Foram excluídos do estudo adolescentes que apresentavam Índice de Massa Corpórea (IMC) maior que 25Kg/m<sup>2</sup>, histórico de cirurgia na coluna, espondilolistese, estenose espinhal, doenças inflamatórias ou câncer, bem como os que apresentavam queixas álgicas em qualquer região da coluna, relatados pelos pais ou responsáveis. Também foram excluídos adolescentes com dismetria de MMII maior que 1 cm, aferidos por escanometria, os que faziam uso de qualquer tipo de órtese e os que estivessem em tratamento fisioterapêutico.

#### **3.3 PROTOCOLO DE COLETA**

##### **3.3.1 Coleta dos dados radiográficos e antropométricos**

Inicialmente os adolescentes passavam por uma avaliação postural simples e Teste de Adams para identificar a presença ou não de escoliose. Aqueles que foram identificados realizaram então radiografia da CV em incidência anteroposterior para determinar o tipo de curvatura e para quantificar o ângulo de Cobb. Além disso foi realizada uma escanometria de MMII para verificar possíveis assimetrias no comprimento dos MMII. Os laudos relativos ao ângulo de Cobb de dismetria de membros eram dados pelo próprio médico radiologista da clínica em que fossem feitos os exames.

Em seguida, para o cálculo do IMC, foram quantificados a massa corporal e a estatura por meio de uma balança marca ZTFI, modelo Id1050 devidamente aferida pelo Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO). Os dados foram registrados em ficha de identificação pessoal (Apêndice 3).

### 3.3.2 Avaliação eletromiográfica

Antes da fixação dos eletrodos, a pele foi higienizada com álcool 70% e gazes esterilizadas e, quando necessário foi realizada a tricotomia com aparelho barbeador descartável e esfregaço com bucha vegetal de modo que os valores de impedância se encontrassem abaixo de 10KOhm (Konrad, 2005). Foram monitorados os músculos Long, Ilio e Gme bilateralmente, e agrupados pelo lado da concavidade ou convexidade.

Para o músculo Long, o eletrodo foi fixado dois dedos laterais ao processo espinhoso da primeira vértebra lombar (L1). No caso do músculo Ilio, o eletrodo foi fixado na distância de um dedo medial à linha traçada da espinha ilíaca pôstero-superior (EIPS) até o ponto mais baixo da 12<sup>a</sup> costela, em nível da segunda vértebra lombar (L2). Para o Gme, o eletrodo foi fixado no ponto médio entre a crista ilíaca e o trocânter maior do fêmur. O eletrodo referência foi colocado no cotovelo sobre o epicôndilo lateral (Figura 5A). Foram observadas as normas pertinentes ao registro adequado de sinais EMGs recomendados pela Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (ISEK) e pelo *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM).

Foi utilizado um aparelho de eletromiografia de 8 canais, marca EMG System do Brasil, Ltda., com o software EMGLab V1.1, versão 2012 (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, SP, Brasil), dotado de um conversor A/D (EMG System do Brasil Ltda, São José

dos Campos, SP, Brasil). Este equipamento esteve conectado a um microcomputador marca Dell, Core i3. Os sinais de EMGs foram coletados com uma taxa de amostragem de 2000 Hz para cada canal. Para o registro do sinal elétrico, foram utilizados pares de eletrodos retangulares de superfície (Ag/AgCl; com largura total de 1 cm; com adesivo de fixação) na configuração bipolar, para cada músculo, com distância máxima de 2cm centro a centro.

Para determinar o momento exato do início e fim do movimento de levantar e sentar bem como determinar o início e o fim das fases de apoio e balanço durante a marcha foi utilizado o *footswitch* da marca EMG System, sincronizado ao sinal eletromiográfico. Tal equipamento foi posicionado sob o calcâneo direito dos adolescentes (figura 5B).

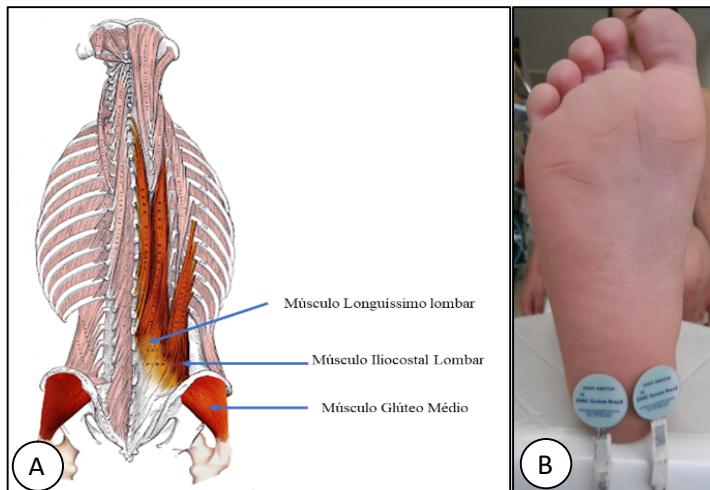


Figura 5A: Vista posterior da coluna e da pelve para demonstrar os pontos e as referências para a colocação dos eletrodos. Para o músculo Longuissimo Lombar, o ponto de referência foi o processo espinhoso da primeira vértebra lombar (L1). Para o Iliocostal o eletrodo foi colocado como ponto de referência a espinha ilíaca pôsterior-superior (EIPS), 12<sup>a</sup> costela e processo espinhoso da primeira vértebra lombar (L2). Para o músculo Glúteo Médio o eletrodo foi colocado tendo como referência a crista ilíaca e o trocânter maior. Figura 5B: Vista plantar do pé, com os eletrodos do *footswitch* posicionados na região lateral e medial do retropé do membro dominante, tendo como referência o osso calcâneo.

No primeiro momento da avaliação, fase de levantar e sentar, os adolescentes foram orientados a sentarem com a coluna ereta em cadeira com a altura padrão do assento (45 cm) e joelho a 90° (figura 6A). O registro do EMG era iniciado ao toque do calcâneo do voluntário no chão para se levantar, e continuava assim, durante todo o movimento, até que o voluntário fosse orientado a sentar novamente (figura 6B). O ciclo do movimento levantar/sentar era encerrado após um período total de 60 segundos.

No segundo momento, os adolescentes eram orientados a se posicionarem em pé para iniciar a marcha em uma esteira marca *Movement* modelo *ProAction*, durante 60 segundos a uma velocidade de 4km/h. Tal velocidade foi mantida constante afim de eliminar qualquer influência cinemática no estudo, e para corresponder à velocidade dita como mais econômica em relação ao gasto energético (MAHAUDENS et al, 2009; LENKE et al, 2001) (Figura 6C).

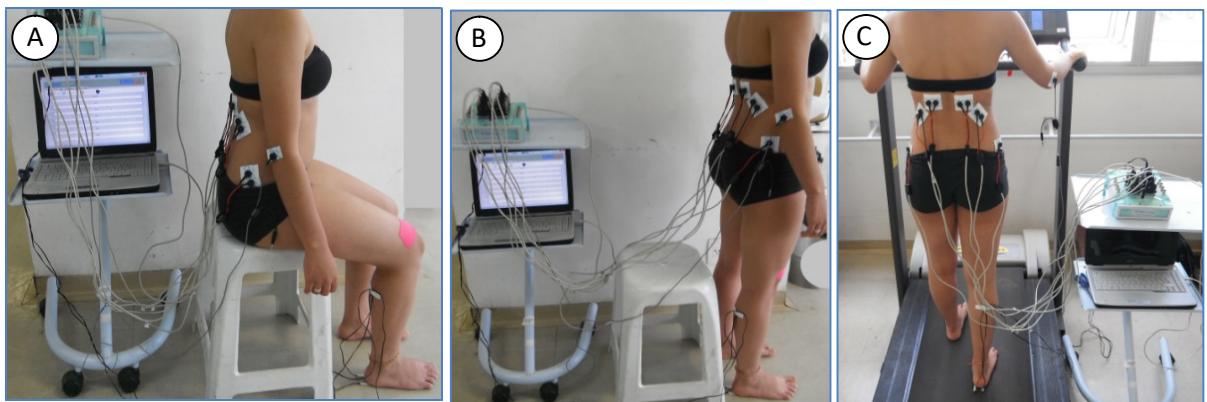


Figura 6: Adolescente preparada para o registro dos dados eletromiográficos. A) Vista lateral: Já com os calcâneos tocando o chão, pronta para iniciar o movimento de levantar. B) Vista lateral: Em pé, terminando o movimento e pronta para sentar novamente terminando o ciclo. C) Vista Posterior: Caminhando na esteira rolante.

A execução de todos os movimentos foi demonstrada pelos pesquisadores e os adolescentes foram cuidadosamente instruídos e familiarizados com a tarefa antes do registro. Em todos esses movimentos descritos os adolescentes foram observados com o objetivo de evitar movimentos compensatórios ou qualquer outra atitude ou postura inadequados ao experimento.

### 3.4 PROCESSAMENTO DOS SINAIS DE EMGs

Os sinais de EMG foram visualmente inspecionados e processados utilizando o software SignalHunter (SOUZA et al, 2018), escrito em Matlab 2015a (The Mathworks, Natick, EUA). O processamento foi realizado separadamente para os dados adquiridos na tarefa de levantar e sentar, e da marcha. Inicialmente, a componente DC dos sinais foi

removida. Em seguida, foi aplicado um filtro *butterworth* passa-baixa de terceira ordem com frequência de corte em 10 Hz para obtenção do envelope dos sinais de EMGs.

Primeiro, para análise do movimento de levantar e sentar, o pico no sinal do *footswitch* representou o instante de tempo em que o adolescente está em postura ereta após se levantar da posição sentada. Assim, os músculos Gme, Long e Ilio foram divididos em direito e esquerdo, e instantes PRÉ e PÓS, sendo que o PRÉ indicava o momento que o adolescente se levantava e o PÓS o momento em que o adolescente se sentava. O sinal médio foi calculado em uma janela de 1,5 s de duração com fim no instante de levantar para a ativação PRÉ, e de duração de 1,5 s com início no instante de sentar para a ativação PÓS. Em seguida, para todos os músculos e lados, o sinal foi recortado em cada execução da tarefa de levantar dentro de uma janela de 1 s centrada no pico identificado no sinal médio. Aproximadamente, 50 repetições de levantar e sentar foram realizadas por cada sujeito.

Para análise na tarefa de marcha, o instante de cada passada com o pé direito foi identificado a partir dos picos no sinal do *footswitch*. Após inspeção visual de todos os sinais para todos os sujeitos, foram identificados um período de contração do Gme direito durante toda a fase de apoio e um período de contração no Gme esquerdo durante toda a fase de apoio. Para os músculos Long e Ilio, de ambos os lados, foram identificados períodos de ativação no EMG tanto no início quanto no final da fase de apoio. Para os músculos Gme esquerdo e direito em uma aquisição completa da tarefa de marcha, os sinais foram janelados entre 500 ms antes e após a passada. Em seguida, foi marcado o pico da ativação do sinal médio extraído a partir de todas as passadas. O sinal de cada passada individual foi então extraído de uma janela de 900 ms de duração centrada no instante do pico do sinal médio. Desta forma, foi possível definir uma janela de tempo que abrangesse todo o intervalo de ativação dos Gme para todas as passadas.

Para os músculos Long direito e esquerdo, foram definidas duas janelas de tempo, uma de 500 ms finalizando no início da fase de apoio (ativação PRÉ) e outra finalizando 500 ms no final da fase de apoio (ativação PÓS). Os picos da ativação PRÉ e PÓS passada foram identificados para os sinais médios nas duas janelas correspondentes. Em seguida, o sinal de cada passada foi recortado em uma janela de duração de 600 ms de duração centrada no pico do sinal médio PRÉ e PÓS. O mesmo procedimento foi realizado para os músculos Ilio's, salvo que a janela para recorte do sinal de cada passada teve duração de 300 ms centrada no pico do sinal médio. Cerca de 40 passadas foram identificadas para cada adolescente em cada

tarefa de marcha realizada. Durante o processamento, o sinal foi checado para existência de outliers proveniente de artefatos de movimento ou mau contato dos eletrodos. Os outliers foram considerados como possuindo pico de ativação maior que três desvios absolutos da mediana e removidas das etapas subsequentes.

O intervalo de tempo entre o pico de ativação muscular e o instante da passada ou levantada, foi calculado para cada repetição ao longo da execução da tarefa. Sobre o sinal de EMG janelado e não filtrado, foi calculada a amplitude raiz quadrática médica (RMS; do termo em inglês *Root Mean Square*). Por fim, a mediana da amplitude RMS e do intervalo de tempo foi calculada para cada sujeito sobre as repetições por tarefa.

### 3.5 ANALISE ESTATISTICA

Para caracterização da amostra, adotou-se estatística descritiva (média  $\pm$  desvio padrão, valor mínimo e máximo) das variáveis idade, massa corporal, altura, IMC e ângulo de Cobb. Os resultados estão representados em medianas (MED) e intervalos interquartis 1 e 3 (Q1-Q3). A normalidade dos dados referente às variáveis RMS, tanto para as tarefas de marcha quanto sentar e levantar, agrupadas não em lado direito e esquerdo, mas em lado Cv e Cx, foi testada por meio do teste de Shapiro Wilk. Como os dados apresentaram distribuição não paramétrica, foi aplicado o teste de Wilcoxon para comparar o RMS entre os lados Cv e Cx e o teste de Spearman, para correlacionar o RMS com o ângulo de Cobb. Admitiu-se a hipótese alternativa ( $H_1$ ) como a existência de diferença na ativação elétrica entre os lados Cv e Cx. Para todos os testes, foi considerado o nível de significância de 95% ( $p < 0,05$ ) e utilizado o Software *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS), versão 22.0.

## 4 RESULTADOS

### 4.1 CARACTERISTICAS DA AMOSTRA

A amostra foi composta por 15 adolescentes destros, quatro do sexo masculino e 11 do sexo feminino, a média da idade foi de  $14,7 \pm 1,9$  anos variando de 11 a 17 anos, a média da massa corporal foi de  $51,5 \pm 10,5$  Kg variando de 27,5 a 77,2 Kg e a média da altura em metros foi de  $1,6 \pm 0,1$  m variando de 1,3 a 1,8 m. Finalmente a média do IMC foi de  $20,1 \pm 1,9$   $\text{Kg/m}^2$  variando de 16,5 a 24,5  $\text{Kg/m}^2$  (Tabela 1).

ADOLESCENTE	IDADE	SEXO	MASSA (Kg)	ESTATURA (metros)	IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	CLASSIFICAÇÃO da ESCOLIOSE	LOCALIZAÇÃO da CONVEXIDADE	ÂNGULO DE COBB (em graus)
1	16	F	52,6	1,6	20,3	I	lombar E	20
2	15	F	54,3	1,6	21,2	I	lombar E	32
3	14	M	49,8	1,6	18,7	I	lombar E	26
4	11	F	27,5	1,3	16,5	I	lombar E	14
5	13	F	44,6	1,8	18,1	I	lombar E	17
6	13	M	77,7	1,8	24,5	I	lombar E	13
7	15	F	54,7	1,6	20,8	I	lombar E	24
8	16	F	55,8	1,6	20,3	I	lombar E	26
9	17	M	52,3	1,7	17,9	IV	lombar E	18
10	16	M	58,7	1,7	20,3	I	lombar E	22
11	15	F	46,2	1,5	21,4	I	lombar E	14
12	17	F	50,2	1,5	21,4	IV	lombar D	28
13	15	F	46,7	1,5	19,9	I	lombar D	17
14	11	F	43,5	1,5	19,1	I	lombar D	18
15	16	F	57,2	1,6	21,3	IV	lombar D	32
<b>Média</b>	14,7		51,5	1,6	20,1			21,3
<b>DP</b>	1,9		10,5	0,1	1,9			6,4
<b>Mínimo</b>	11		27,5	1,3	16,5			13
<b>Máximo</b>	17		77,7	1,8	24,5			28

Tabela 1 – Média, desvio padrão, valor mínimo e máximo da idade, peso, altura, índice de massa corpórea (IMC) e do ângulo de Cobb, além do gênero, classificação da escoliose e localização da convexidade nos adolescentes estudados.

#### 4.2 ANÁLISE RADIOGRÁFICA:

Doze dos adolescentes apresentavam dupla curva, tipo I, três apresentavam curvatura única tóraco-lombar, tipo IV, nenhum apresentava o tipo II. Além disso, quatro apresentavam curvatura lombar com convexidade à direita e onze apresentavam a curvatura lombar com convexidade à esquerda. Em relação ao ângulo de Cobb pode-se observar uma média da  $21,6 \pm 5,7^\circ$  variando de 12 a  $32^\circ$  (Tabela 1 e Figura 7).

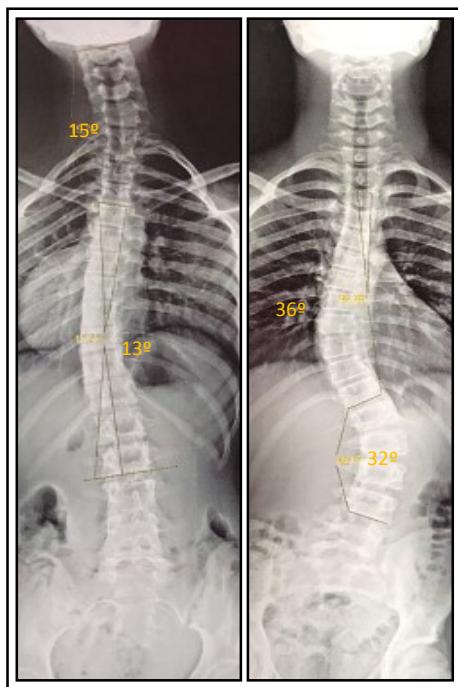


Figura 7: Menor e maior valor do ângulo de Cobb, na avaliação radiográfica dos adolescentes com escoliose idiopática.

#### 4.3 ANÁLISE DA ATIVAÇÃO ELÉTRICA NOS MOVIMENTOS DE LEVANTAR E SENTAR

O músculo Long apresentou um pico de recrutamento, previamente à postura ereta (LongPRE), enquanto o adolescente se levantava, e um pico de recrutamento, posteriormente

à postura ereta (LongPOS), enquanto o adolescente se sentava. Comparando as amplitudes RMS entre os lados Cv (LongPREcv) (MED=21,2; IQ<sub>1-3</sub>=15,3-26,2) e Cx (LongPREcx) (MED=32,8; IQ<sub>1-3</sub>=20,5-37,4) nos adolescentes com EI durante o movimento de levantar (PRE) pode-se observar maiores amplitudes no lado Cx, apresentando diferença significativa ( $P=0,026$ ). Da mesma forma, durante o movimento de sentar (PÓS), quando essas amplitudes RMS foram comparados entre os lados Cv (LongPOScv) (MED=21,9; IQ<sub>1-3</sub>=16,8-24,1) e Cx (LongPOScx) (MED=31,3; IQ<sub>1-3</sub>=23,3-36,0) pode-se observar também maiores amplitudes no lado Cx, com diferença significativa ( $P=0,015$ ).

O músculo Ilio, analisado da mesma forma que o Long durante o movimento de levantar e sentar, apresentou um pico de recrutamento previamente à postura ereta (IlioPRE), enquanto o adolescente se levantava, e um pico de recrutamento, posteriormente à postura ereta (IlioPOS), enquanto o adolescente se sentava. Comparando as amplitudes RMS entre os lados Cv (IlioPREcv) (MED=10,4; IQ<sub>1-3</sub>=9,2-12,5) e Cx (IlioPREcx) (MED=11,3; IQ<sub>1-3</sub>=10,6-16,8) durante o movimento de levantar pode-se observar maiores amplitudes no lado Cx, mas sem apresentar diferença significativa ( $P=0,151$ ). Durante o movimento de sentar (IlioPOS), a amplitude RMS também foi maior no lado Cx, mas não apresentou diferença significativa entre os lados Cv (IlioPOScv) (MED=10,3; IQ<sub>1-3</sub>=9,0-12,0) e Cx (IlioPOScx) (MED=11,0; IQ<sub>1-3</sub>=10,7-15,9) ( $P=0,120$ ).

Por fim, o músculo Gme, da mesma forma que os outros dois, também apresentou dois picos de recrutamento muscular, um pico durante o movimento de levantar (GmePRE) e outro o durante o movimento de sentar (GmePOS). Todavia, não houve diferença significativa nas amplitudes RMS entre os lados Cv (GmePREcv) (MED=21,4; IQ<sub>1-3</sub>= 12,6–24,5) e Cx (GmePREcx) (MED=13,6; IQ<sub>1-3</sub>=10,3–21,4), ao se levantar ( $P=0,454$ ) e ao se sentar (GmePOScv) (MED=16,7; IQ<sub>1-3</sub>=12,9–23,8) (GmePOScx), (MED=14,3; IQ<sub>1-3</sub>=10,1–21,7), ( $P=0,561$ ) (Figuras 8, 9 e 10).

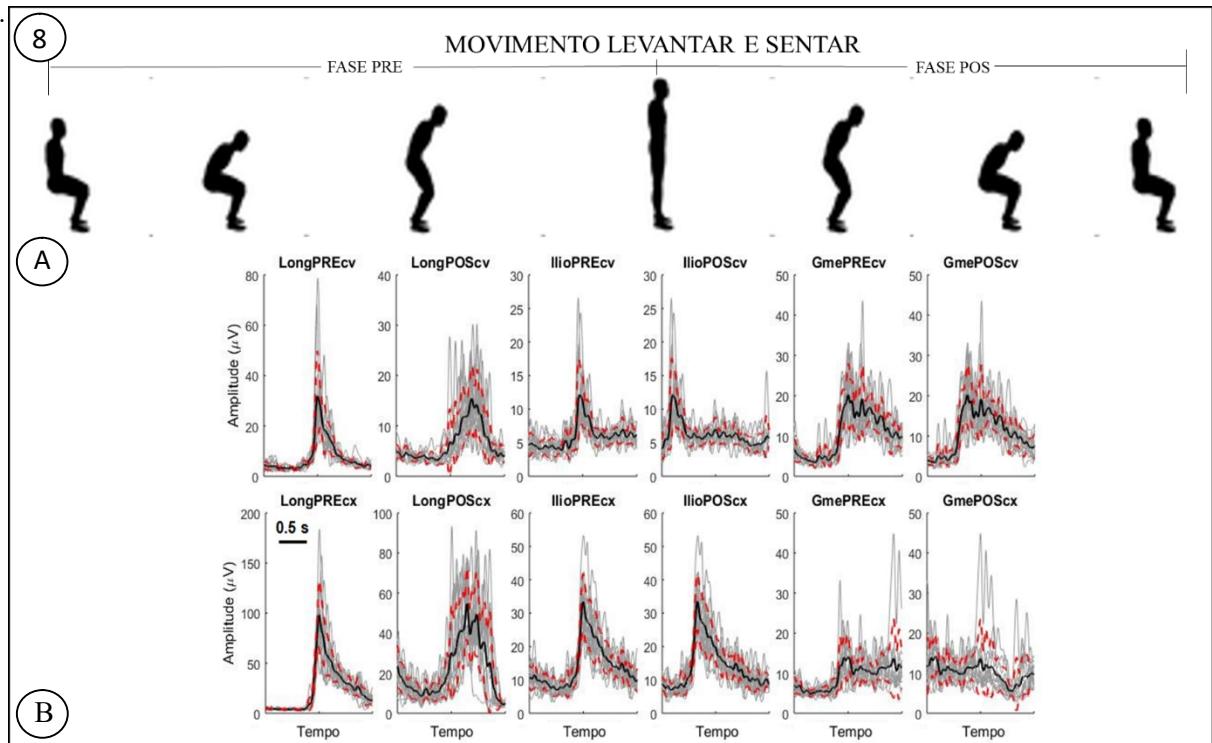


Figura 8: A) Representação esquemática do movimento de levantar (fase PRÉ) e sentar (fase PÓS). B) Resultado da análise da ativação elétrica durante o movimento de levantar e sentar, de um adolescente com escoliose idiopática (EI) com convexidade lombar à esquerda. Nota-se dois picos de ativação, um na fase de levantar (PRÉ) e outro na fase de sentar (PÓS) dos músculos Longuissimo Lombar (Long), Iliocostal (Ilio) e Glúteo Médio (Gme), tanto no lado côncavo (LongPREcv, LongPOScv, IlioPREcv, IlioPOScv, GmePREcv, GmePOScv) quanto no lado convexo (LongPREcx, LongPOScx, IlioPREcx, IlioPOScx, GmePREcx, GmePOScx). A linha preta indica o sinal médio, as linhas cinzas representam os sinais recortados a cada movimento de levantar e sentar; a linha tracejada vermelha indica o desvio padrão médio.

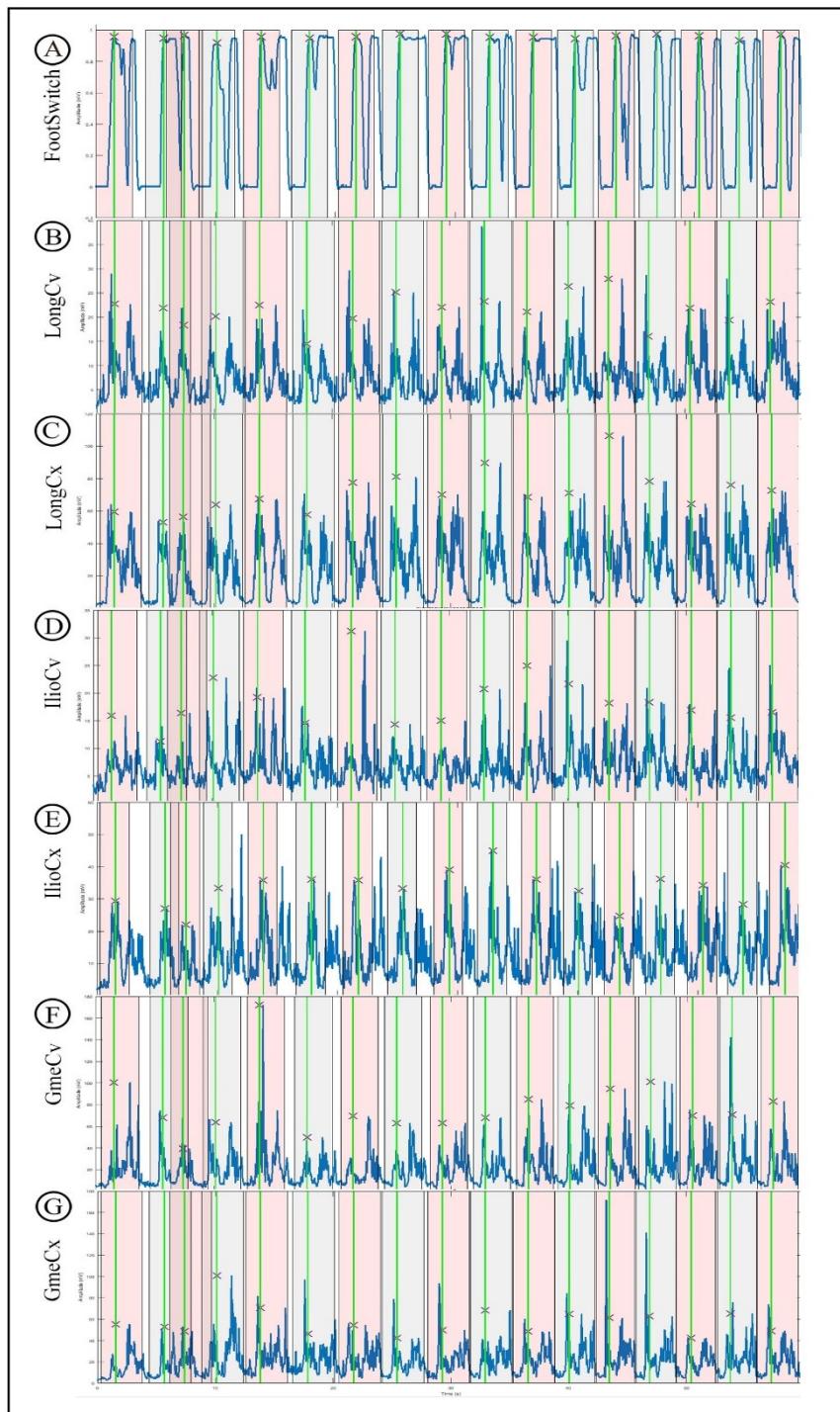


Figura 9: Representação do sinal do *footswitch* e do sinal de EMGs, na análise do movimento de levantar e sentar, de um adolescente com escoliose idiopática com convexidade à direita, durante 1 minuto. A) Sinal do *footswitch*. B) Longuissimo (Long) do lado côncavo (Cv). C) Long do lado convexo (Cx). D) Iliocostal (Ilio) lado Cv. E) Ilio do lado Cx. D) Glúteo Médio (Gme) do lado Cv. E) Gme do lado Cx.

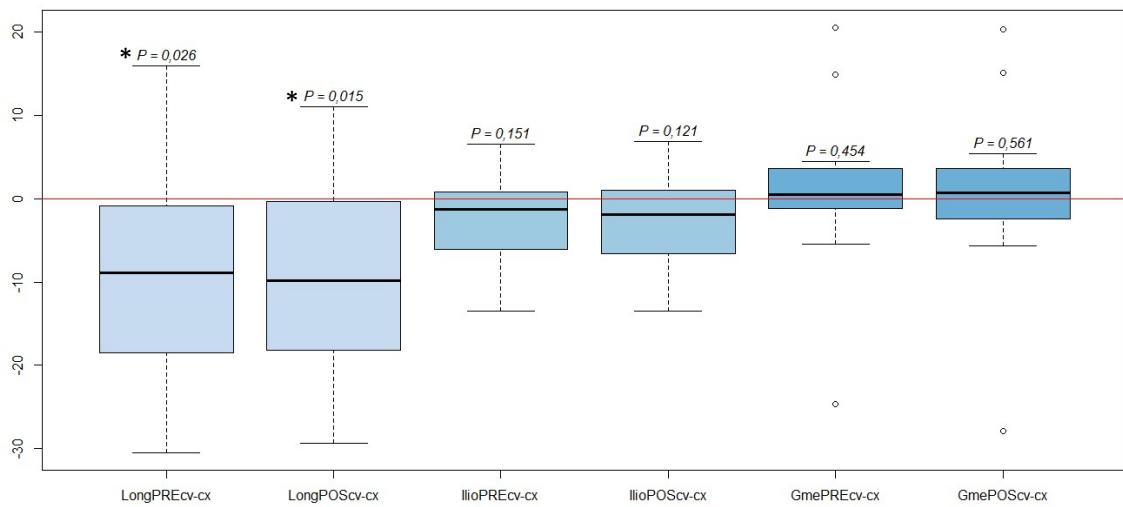


Figura 10: Diagrama de caixas representando a diferença entre os lados côncavo (Cv) e convexo (Cx), dos valores de Raiz Quadrática Média (RMS) dos músculos Longuissimo Lombar (Long), Iliocostal (Ilio) e Glúteo Médio (Gme), tanto no movimento de levantar (PRÉ) (LongPRE, IlioPRE, GmePRE) quanto no movimento de sentar (PÓS) (LongPOS, IlioPOS, Gme), dos adolescentes com escoliose idiopática (n=15). \* P<0,05

#### 4.4 ANÁLISE DA ATIVAÇÃO ELÉTRICA DURANTE A MARCHA:

Durante o ciclo da marcha dos adolescentes com EI, o músculo Long apresentou dois picos de ativação, sendo um no início (LongPRE) e outro ao final da fase de apoio (LongPOS). No primeiro pico, quando comparadas as amplitudes RMS entre os lados Cv (LongPREcv) (MED=10,3; IQ<sub>1,3</sub>= 6,5–13,1) e Cx (LongPREcx) (MED=13,7; IQ<sub>1,3</sub>=11,9–17,7), percebeu-se uma diferença significativa ( $P=0,007$ ), com maiores amplitudes RMS no lado Cx. Já no segundo pico, essa diferença nas amplitudes RMS entre os lados Cv (LongPOScv) (MED=13,2; IQ<sub>1,3</sub>=10,1–17,7) e Cx (LongPOScx) (MED= 9,5; IQ<sub>1,3</sub> = 8,1–19,9) não foi significativa ( $P=0,934$ ).

Da mesma forma que o músculo Long, o músculo Ilio também apresentou dois picos de ativação, sendo um no início (IlioPRE) e outro ao final da fase de apoio (IlioPOS). Comparando as amplitudes RMS entre os lados Cv (IlioPREcv) (MED=8,1; IQ<sub>1,3</sub>=7,4–10,3) e Cx (IlioPREcx) (MED=9,5; IQ<sub>1,3</sub>=8,1–12,9) na fase inicial do apoio, não houve diferença significativa ( $P=0,151$ ). Novamente, comparando as amplitudes RMS entre os lados Cv

(IlioPOScv) (MED=8,6; IQ<sub>1,3</sub>=7,7–10,6) e Cx (MED=10,6; IQ<sub>1,3</sub>= 7,5–12,7), no final da fase de apoio, não foi observada diferença significativa ( $P=0,524$ ).

Para o músculo Gme, foi observado um único pico de recrutamento durante quase toda a fase de apoio. Comparando-se as amplitudes RMS entre os lados Cv (GmeCv) (MED=21,8; IQ<sub>1-3</sub>=17,1–31,7) e Cx (GmeCx) (MED=18,2; IQ<sub>1-3</sub>= 12,8–35,0), não houve diferença significativa ( $P=0,330$ ) (Figuras 11, 12 e 13).

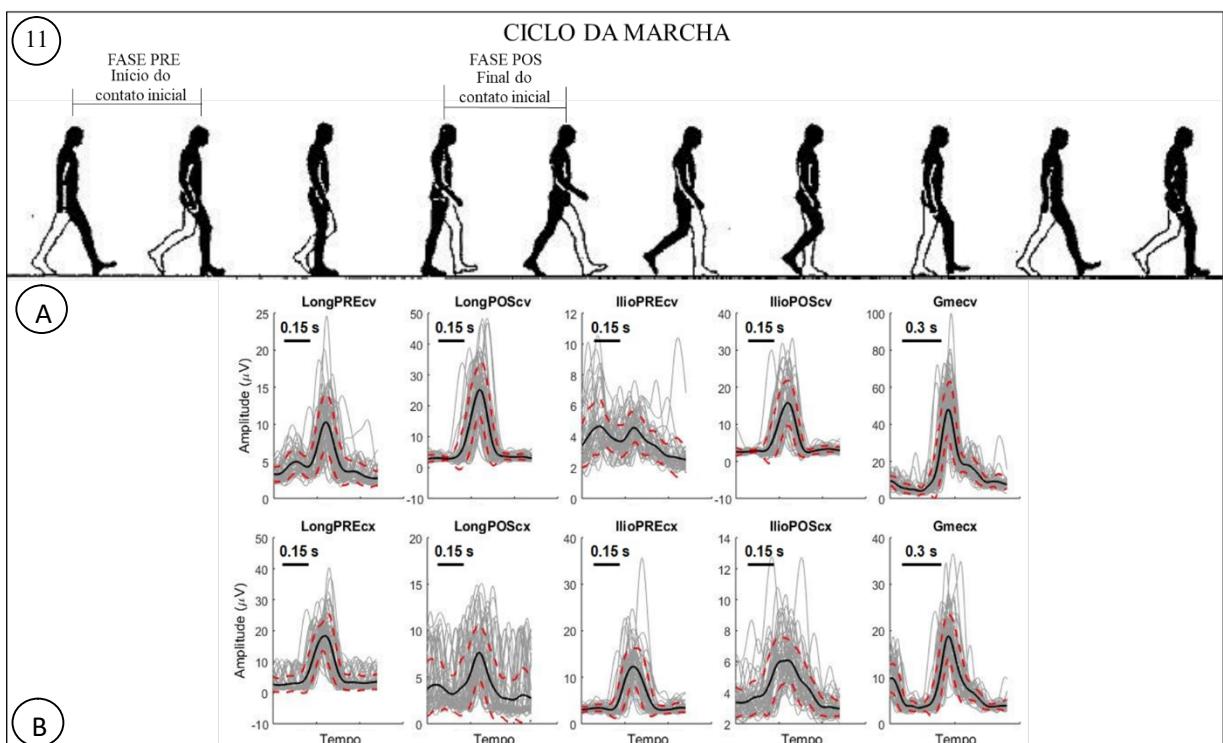


Figura 11: A) Representação esquemática do ciclo da marcha. Em destaque o início da fase de apoio (fase PRÉ) e o final da fase de apoio (fase PÓS). B) Resultado da análise da ativação elétrica durante a marcha, de um adolescente com escoliose idiopática (EI) com convexidade lombar à esquerda. Nota-se dois picos de ativação, dos músculos Longuissimo Lombar (Long) e Iliocostal (Ilio), no início da fase de apoio (PRÉ) e ao final da fase de apoio (PÓS), tanto no lado côncavo (LongPREcv, LongPOScv, IlioPREcv, IlioPOScv) quanto no lado convexo (LongPREcx, LongPOScx, IlioPREcx, IlioPOScx). O Glúteo Médio (Gme) apresentou somente um pico de ativação, tanto no lado côncavo (GmeCv) quanto no lado convexo (GmeCx). A linha preta indica o sinal médio e as linhas cinzas representam os sinais recortados de cada passada; a linha tracejada vermelha indica o desvio padrão do sinal médio.

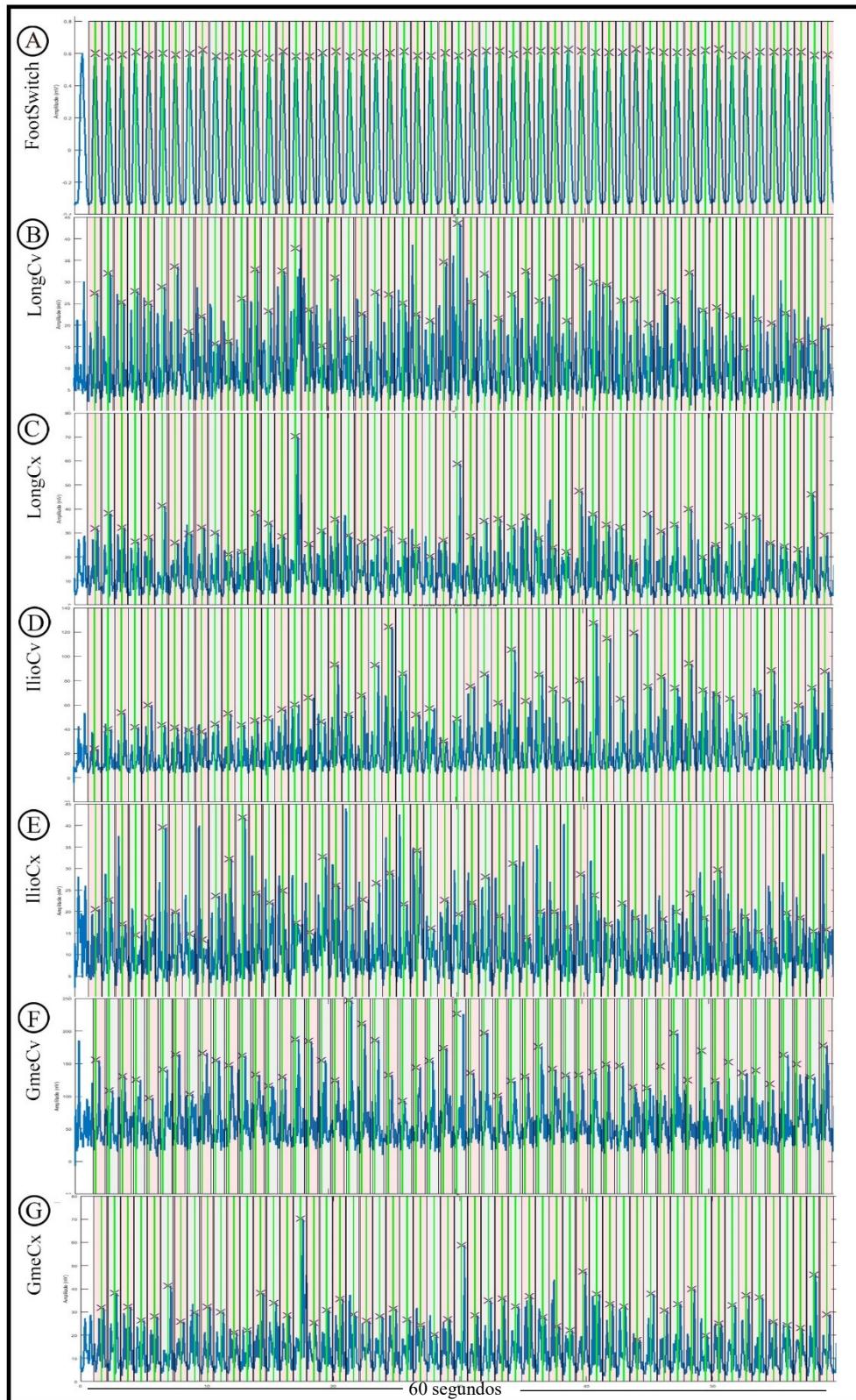


Figura 12: Representação do sinal do *footswitch* concomitante ao sinal EMGs, na análise da marcha de um adolescente com escoliose idiopática com convexidade à D, durante 1 minuto. A) sinal do *footswitch*. B) Longuissimo (Long) do lado côncavo (Cv) C) Long do lado convexo (Cx) D) Iliocostal (Ilio) lado Cv E) Ilio do lado Cx D) Glúteo Médio (Gme) do lado Cv E) Gme do lado Cx.

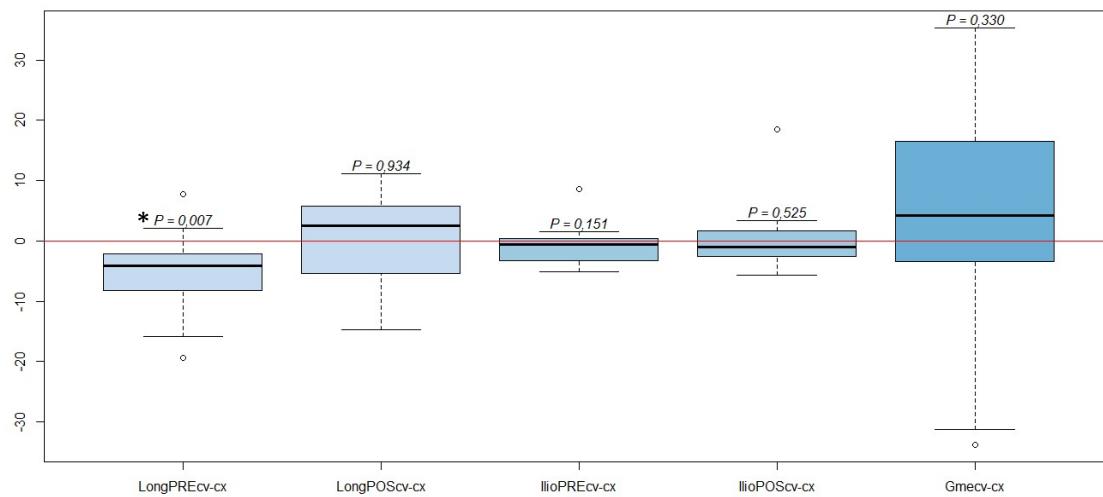


Figura 13: Diagrama de caixas representando a diferença entre os lados côncavo (Cv) e convexo (Cx), dos valores de Raiz Quadrática Média (RMS), dos músculos Longuissimo Lombar (Long), Iliocostal (Ilio) e Gme, durante a marcha, tanto na fase PRE (LongPRE, IlioPRE) quanto na fase POS (LongPOS, IlioPOS) dos adolescentes com escoliose idiopática. O Glúteo Médio (Gme) apresentou somente um pico de ativação durante a marcha, tanto no lado côncavo quanto no lado convexo (Gmecv-cx). ( $n=15$ ). \*  $P<0,05$ .

#### 4.5 ANÁLISE DA CORRELAÇÃO ENTRE ÂNGULO DE COBB E RECRUTAMENTO MUSCULAR ENTRE OS LADOS CÔNCAVO E CONVEXO DURANTE OS MOVIMENTOS DE LEVANTAR E SENTAR

Durante o movimento de levantar, o músculo Long, não apresentou correlação com o ângulo de Cobb, tanto no lado Cv (LongPREcv) ( $r=0,09$ ;  $P=0,75$ ) quanto no lado Cx (LongPREcx) ( $r=0,41$ ;  $P=0,12$ ). Da mesma forma, durante o movimento de sentar, o músculo Long não apresentou correlação significativa com o ângulo de Cobb, tanto do lado Cv (LongPOScv) ( $r= 0,13$ ;  $P=0,62$ ) quanto do lado Cx (LongPOScx) ( $r=0,004$ ;  $P=0,88$ ).

Ao analisar o músculo Ilio, durante a fase de levantar (IlioPRE), não houve correlação com o ângulo de Cobb no lado Cv (IlioPREcv) ( $r=0,17$ ;  $P=0,17$ ). Entretanto, no lado Cx (IlioPREcx) essa correlação foi positiva ( $r= 0,71$ ;  $P=0,003$ ). Da mesma maneira, durante a fase de sentar, o lado Cv (IlioPOScv), não apresentou correlação com o ângulo de Cobb ( $r=0,83$  e  $P=0,05$ ); já o lado Cx (IlioPOScx) apresentou correlação positiva ( $r= 0,55$ ;  $P=0,03$ ).

Por fim, o músculo Gme, não apresentou correlação com o ângulo de Cobb, durante o movimento de levantar (GmePRE), tanto do lado Cv (GmePREcv) ( $r= 0,34$ ;  $P=0,20$ ) quanto do lado Cx (GmePREcx:  $r=0,16$ ,  $P=0,56$ ). Além disso, também não houve correlação significativa durante o movimento de sentar (GmePOS), tanto do lado Cv (GmePOScv) ( $r=0,24$ ;  $P=0,38$ ) quanto do lado Cx (GmePOScx) ( $r=0,69$ ;  $P=0,11$ ) (tabela 2).

Tabela 2: Análise da Correlação entre ângulo de Cobb e recrutamento muscular dos Longuissimo Lombar, Iliocostal e Glúteo Médio nos adolescentes com escoliose idiopática, durante o movimento de levantar (PRÉ) e sentar (PÓS).

Variáveis	Ângulo de Cobb	
<b>LEVANTAR/SENTAR</b>		
LongPREcv	$P=0,75$	$r=0,09$
LongPREcx	$P=0,12$	$r=0,41$
LongPOScv	$P=0,96$	$r=-0,01$
LongPOScx	$P=0,19$	$r=0,35$
IlioPREcv	$P=0,52$	$r=0,17$
IlioPREcx	$P=0,003^*$	$r=0,71$
IlioPOScv	$P=0,05$	$r=0,83$
IlioPOScx	$P=0,03^*$	$r=0,55$
GmePREcv	$P=0,20$	$r=0,34$
GmePREcx	$P=0,56$	$r=0,16$
GmePOScv	$P=0,38$	$r=0,24$
GmePOScx	$P=0,11$	$r=0,69$

\* $P<0,05$ ,  $n=15$ .

#### 4.6 ANÁLISE DA CORRELAÇÃO ENTRE ÂNGULO DE COBB E RECRUTAMENTO MUSCULAR ENTRE OS LADOS CÔNCAVO E CONVEXO DURANTE A MARCHA

Durante a marcha, no início da fase de apoio, o músculo Long não apresentou correlação com o ângulo de Cobb, tanto no lado Cv (LongPREcv) ( $r= 0,21$ ;  $P=0,45$ ) quanto no lado Cx (LongPREcx) ( $r=0,20$ ;  $P=0,45$ ). Da mesma forma, no final da fase de apoio, tal músculo (LongPOS) também não apresentou correlação com ângulo de Cobb, tanto no lado Cv (LongPOScv) ( $r=0,13$ ;  $P=0,62$ ) quanto no lado Cx (LongPOScx) ( $r=0,04$ ;  $P=0,88$ ).

Ao analisar o músculo Ilio, durante o início da fase de apoio (IlioPRE) não houve correlação com ângulo de Cobb, tanto no lado Cv (IlioPREcv) ( $r=0,13$ ;  $P=0,62$ ) quanto no lado Cx (IlioPREcx) ( $r=0,34$ ;  $P=0,20$ ). Da mesma maneira, ao final da fase de apoio (IlioPOS), também não foram observadas correlações significativas, tanto no lado Cv (IlioPOScv) ( $r=0,29$ ;  $P=0,28$ ) quanto no lado Cx (IlioPOScx) ( $r=0,26$ ;  $P=0,33$ ). O Gme, também não apresentou correlação com o ângulo de Cobb, tanto no lado Cv (GmeCv) ( $r=0,26$ ;  $P=0,34$ ) quanto no lado Cx (GmeCx) ( $r=0,39$ ;  $P=0,14$ ) (tabela 3).

Tabela 3: Análise da Correlação entre ângulo de Cobb e recrutamento muscular do Longuissimo Lombar, Iliocostal e Glúteo Médio do adolescente com escoliose idiopática durante a marcha, sendo PRÉ e PÓS respectivamente, o primeiro e segundo pico de recrutamento.

Variáveis	Ângulo de Cobb	
<b>MARCHA</b>		
LongPREcv	$P=0,45$	$r=0,21$
LongPREcx	$P=0,45$	$r=0,20$
LongPOScv	$P=0,62$	$r=0,13$
LongPOScx	$P=0,88$	$r=0,04$
IlioPREcv	$P=0,62$	$r=0,13$
IlioPREcx	$P=0,20$	$r=0,34$
IlioPOScv	$P=0,28$	$r=0,29$
IlioPOScx	$P=0,33$	$r=0,26$
GmeCv	$P=0,34$	$r=0,26$
GmeCx	$P=0,14$	$r=0,39$

\* $P<0,05$ ,  $n=15$ .

## 5 DISCUSSÃO

Neste estudo, objetivou-se comparar a atividade eletromiográfica do glúteo médio, iliocostal e longuissimo lombar, entre os lados Cv e Cx, de adolescentes com EI, durante os movimentos de levantar e sentar de uma cadeira comum e na marcha. O músculo Long apresentou diferença significativa entre os lados Cv e Cx, com maior amplitude RMS no lado Cx, durante o movimento de levantar, sentar e no início da fase de apoio da marcha. Outro objetivo foi correlacionar o recrutamento eletromiográfico com o ângulo de Cobb. Encontrou-se correlação positiva entre o ângulo de Cobb e o músculo Ilio, durante os movimentos de levantar e sentar.

Há décadas, vários estudos descrevem que a musculatura paravertebral tem importante papel no mecanismo da EI. Neste estudo, objetivou-se avaliar a ativação elétrica dos músculos Long, Ilio e Gme, da coluna lombar de adolescentes com EI, durante os movimentos de levantar e sentar e durante a marcha. Tais movimentos foram definidos em virtude da relevância clínica para AVD's em quaisquer situações.

No presente estudo, assim como nos estudos de Avikanen et al. (1999), Cheung et al. (2005), Cheung et al. (2006), De Oliveira et al. (2011), Mahaudens et al. (2018), participaram 15 adolescentes com EI, alocados em um único grupo com escoliose entre 10 e 30° Cobb, grau leve. Outros autores (BASSANI et al, 2008; FARHAPOUR et al, 2014; FARHAPOUR et al, 2015) utilizaram apenas 10 enquanto Gaudrealt et al. (2005) trabalhou com 6. Em contrapartida, Chwala et al. (2014) contou com 82 adolescentes, mas sem dividilos conforme gravidade da escoliose o que tornou a amostra mais heterogênea. Ainda assim, do conhecimento dos autores deste trabalho, nenhum estudo envolvendo EMGs e EI realizou cálculo amostral para determinação do número de sujeitos avaliados, em virtude da dificuldade em homogeneização das amostras.

Todos os adolescentes eram destros, de forma semelhante a Farahpour et al. (2014) e Farahpour et al. (2015). A lateralidade de MMSS e MMII é um fator que influencia o recrutamento muscular embora em grande parte dos estudos (Avikanen et al, 1999; Cheung et al, 2005; Cheung et al, 2006; Gaudrealt et al, 2005; De Oliveira et al, 2011; Mahaudens et al, 2018) isso não tenha sido levado em consideração. Chwala et al. (2014) relatam que a lateralidade depende dos alinhamentos habituais da postura do adolescente e influencia na

descarga de peso já que as AVD's acontecem em situações assimétricas, podendo levar a progressão ou correção da escoliose.

Em conformidade com os estudos de Mahaudens et al. (2008), Mahaudens et al. (2009), De Oliveira et al. (2011), Chawla et al. (2014), Kowok et al. (2015), Mahaudens et al. (2018), no presente estudo, com a finalidade de segmentar a avaliação em adolescentes com EI conforme tipo e nível da curva, as curvas eram do tipo I, II e IV, sendo que as EIs do tipo III e V não foram incluídas já que o objetivo era avaliar o recrutamento muscular somente na região lombar, não interessando os níveis cervical e torácico. Além do critério dos tipos de curvaturas, optou-se também por limitar o estudo a curvas esclóticas leves, com angulações entre 10 e 32º Cobb. O limite inferior foi definido conforme normatização da SRS já que curvaturas menores de 10º não são consideradas escoliose. Já Ovadia et al. (2013), Farahpour et al. (2014), Farahpour et al. (2015), consideraram 30º como referência para escoliose em grau leve. O limite superior aceito neste estudo foi 32º Cobb, por considerar que a gravidade da escoliose é obtida conforme alterações funcionais e compensações geradas pela curvatura, e dois graus não seriam capazes de modificar esses padrões. Além disso, os adolescentes não poderiam estar em tratamento fisioterapêutico, já que de acordo com Kwok et al. (2015) o aprendizado motor realizado por meio dos tratamentos fisioterapêuticos, tende a equilibrar o recrutamento entre os lados Cv e Cx. Bylund et al. (1987), Cheung et al. (2005), Cheung et al. (2006), Bassani et al. (2008), não consideraram o ângulo de Cobb e o tipo da curvatura um fator de heterogeneidade das suas amostras, dificultando a comparação entre os resultados.

Da mesma forma que Mahaudens et al. (2018), durante a marcha a velocidade foi fixada em 4km/h, afim de eliminar qualquer influência cinemática no estudo e para corresponder à velocidade dita como mais econômica em relação ao gasto energético (LENKE et al, 2001; MAHAUDENS et al, 2009). Além disso, de acordo com Waters (1999) a maior parte dos adolescentes e adultos caminham com velocidade média de 1 a 1,67m/s (o que corresponde de 4 a 6 km/h). Entretanto Lee et al. (2014) concluíram que não há mudança no recrutamento do Gme com a mudança de velocidade da marcha e Syczewska et al. (2012) estudaram a marcha patológica em adolescentes com EI em velocidade definida pelo voluntário como a mais confortável e ainda assim apresentou resultados semelhantes aos de Mahaudens et al. (2018) e aos encontrados neste estudo.

Tendo em vista que os eretores da espinha se compõem por três músculos com ações distintas (Longuissimo, Iliocostal e Espinal) este trabalho optou por analisar de forma

segmentada o Long e o Ilio. Os Espinhais não foram analisados em virtude de não possuírem registro para aquisição do sinal conforme protocolo SENIAM. Da mesma forma, Cheung et al. (2005), De Oliveira et al. (2011), Gaudrealt et al. (2005), Farahpour et al. (2014) e Farahpour et al. (2015) também avaliaram os eretores segmentando-os, entretanto não posicionaram o eletrodo no ventre do músculo a ser avaliado, mas sobre o ápice da curva escoliótica, o que dificulta a comparação com os resultados deste estudo.

A variável dependente deste estudo foi o valor RMS, que tem sido estudada em diferentes condições fisiológicas e, a maioria dos trabalhos que utilizaram estes valores têm descrito de forma normalizada (De LUCA, 1997; De LUCA et al, 2006). Essa normalização tem por função minimizar as diferenças entre diferentes indivíduos (AMADIO et al, 1999), porém, no presente estudo, como a comparação foi intra sujeitos e os dados foram pareados (lado Cv e Cx de um mesmo adolescente), optamos por não normalizar o sinal EMG. Pelo mesmo motivo – comparação intra sujeitos – a análise estatística foi realizada utilizando um teste pareado. A adoção deste teste leva a conclusões mais conservativas, mas que podem sugerir estudos mais detalhados na área.

Ao analisar os resultados encontrados, durante o movimento de levantar e sentar houve diferença entre os lados Cv e Cx somente para o Long, com maior recrutamento no lado Cx. Cheung et al. (2005) e Kowk et al. (2012) também avaliaram estes movimentos de levantar e sentar, que representam juntamente com o andar uma das habilidades mais importantes nas AVD's (Costa et al, 2010). Cheung et al. (2005), da mesma maneira que este estudo, segmentou os eretores da coluna, mas teve como objetivo comparar curvas progressivas e não progressivas. Os autores concluíram que as curvas em progressão apresentam assimetria no recrutamento muscular, para Long e Ilio, maior no lado Cx, e as curvas não progressivas tendem à simetria entre os lados. Como este não foi um dos objetivos deste estudo, não foi avaliado o grau de possibilidade de evolução da curva escoliótica. De forma contrária, Kowk et al. (2012) não segmentou os eretores, abordando-os de forma única, mas suas conclusões vão parcialmente ao encontro deste trabalho, visto que percebeu simetria no recrutamento dos eretores na postura sentada e assimetria entre os lados Cv e Cx na postura em pé. Além disso, os dois autores avaliaram as posturas sentado e em pé de forma semi estática, enquanto este trabalho avaliou a dinâmica do movimento, o que dificulta a comparação dos resultados.

O padrão de recrutamento assimétrico observado neste estudo, somente para o Long, durante o movimento de levantar e sentar pode ser explicado em parte pelas diferenças

entre a composição dos tipos de fibras musculares nos lados Cv e Cx (Mannion et al, 1998; Zetterberg et al, 1984), pela fraqueza dos músculos no lado Cx e por um possível déficit em seu sistema neuromuscular (Kuo et al, 2011). De forma contrária, Ilio e Gme não apresentaram assimetria entre os lados durante o movimento de levantar e sentar. Provavelmente estes resultados para Ilio e Gme foram encontrados em virtude deste trabalho ter avaliado curvas leves (até 32º Cobb) e de acordo com Syczewska et al, 2012 a musculatura da coluna não sofre alterações significativas em curvaturas menores. Outra possível explicação está no fato de que, segundo Solé e Goulart (1999), na biomecânica do movimento de levantar e sentar de indivíduos saudáveis, o Gme não aparece como agonista, e os eretores da coluna referidos como sinergistas em todas as fases, não foram segmentados para dizer se o Long ou Ilio está mais recrutado.

De Oliveira et al. (2011) e Gaudreault et al. (2005) encontraram simetria na atividade muscular dos paravertebrais de adolescentes com EI, entretanto durante contração isométrica do tronco em extensão, da mesma forma que este trabalho para Ilio e Gme. Esse padrão de recrutamento dos músculos eretores assimétrico (Mannion et al, 1998; Cheung et al, 2005; Cheung et al, 2006; Mahaudens et al, 2008; Mahaudens et al, 2009; Kwok et al, 2012; Lee et al, 2014; Farahpour et al, 2014; Farahpour et al, 2015; Mahaudens et al, 2018) ou simétrico (Gaudreault et al, 2005; De Oliveira et al, 2011) pode ser explicado em parte pelas diferenças nos tipos de tarefas e movimentos (Schmid et al, 2010; Kuo et al, 2011) e pelo ajuste muscular prévio a desequilíbrios (Farhapour et al, 2015; Kuo et al, 2011). Essas diferenças nas conclusões entre autores apoiam a necessidade de novos estudos na área, afim de desenvolver avaliações mais quantitativas aos pacientes e terapêuticas mais assertivas.

Da mesma forma que o movimento de levantar e sentar, a marcha é um dos movimentos mais comuns às AVD's de crianças e adolescentes (Costa et al, 2010). Os resultados do presente estudo, bem como os achados de Mahaudens et al. (2018), perceberam assimetria no recrutamento do Long, entre os lados Cv e Cx, entretanto tal autor não descreveu a fase ou subfase da marcha. Neste trabalho todos os outros músculos analisados durante a marcha não apresentaram diferença entre os lados Cv e Cx. Syczewska et al. (2012) utilizando um sistema de câmeras observaram que as assimetrias na marcha dependem da gravidade da curvatura escoliótica, mais de 40º Cobb, e de rotações pélvicas associadas, mais de 60º Cobb. De acordo com alguns autores, durante a marcha os músculos eretores não são afetados severamente o suficiente para mostrar os efeitos de escoliose na função muscular em curvaturas menores (Chan et al, 1999; Reuber et al, 1984) e os músculos da pelve, como no

caso do Gme, também só se alteram com grandes curvaturas o suficientes para serem capazes de rodar a pelve no plano transverso (Syczewska et al, 2012). Reconhecendo a importância do Gme sobre a estabilização no plano transverso do quadril, verificou-se que este músculo não apresenta assimetria no movimento de levantar e sentar e na marcha em adolescentes com EI. Entretanto outros estudos analisando o Gme e as alterações da pelve destes adolescentes devem ser encorajados.

Outro objetivo deste estudo foi correlacionar a ativação elétrica do Long, Ilio e Gme com o ângulo de Cobb, durante o movimento de levantar e sentar e durante a marcha. O ângulo de Cobb teve correlação positiva somente com o Ilio, para os movimentos de levantar e sentar, indicando que quanto maior a gravidade da curvatura escoliótica, maior o recrutamento deste músculo no lado Cx. Esperava-se, como mecanismo compensatório, que um maior recrutamento no lado Cx levasse a um menor recrutamento no lado Cv, entretanto essa hipótese não foi confirmada. Isso pode indicar que o aumento do recrutamento do Ilio acontece pela progressão da curva e não como compensação para impedir essa progressão, como proposto por Cheung et al. (2005) e Gaudreault et al. (2005) para os eretores da coluna. Os resultados sobre a não correlação do Gme com o Cobb durante o levantar e sentar não puderam ser confrontados com nenhum outro trabalho, mas possivelmente em curvaturas maiores, assimetrias neste recrutamento poderiam ser constatadas, já que o equilíbrio transversal da pelve estaria alterado.

Em consonância com os achados de Syczewska et al. (2012), não houve correlação entre o ângulo de Cobb e a ativação do Long, Ilio e Gme durante a marcha. Provavelmente esse achado foi observado em virtude do grau leve da EI dos adolescentes estudados. De acordo com Syczewska et al. (2012) e Mahaudens et al. (2018) as alterações musculares e no posicionamento da pelve são encontradas somente em curvaturas com mais de 40º Cobb.

Dentre as limitações do estudo destaca-se a dificuldade de trabalhar com EMG e análise de marcha sem dispor de câmeras, bem como o uso do footswitch em um único lado. Além disso destaca-se ainda a dificuldade em manter a homogeneidade da amostra. Ao analisar o fato do estudo ser transversal, não foi possível fazer relação de causa e efeito, entre padrão assimétrico de recrutamento muscular e EI, entretanto é uma forma de despertar o interesse por novos estudos dentro da grande área que é a escoliose em adolescentes. Há necessidade de novos estudos sobre essa temática, principalmente estudos randomizados controlados, que comparem protocolos de intervenção fisioterapêutica assimétrica e simétrica,

com avaliações do recrutamento muscular de eretores da coluna antes e após terapêutica. Só assim, será possível realizar uma relação de causalidade para que decisões clínicas mais assertivas sejam tomadas frente à EI em adolescentes.

## 6 CONCLUSÃO

Inferimos que existe uma assimetria no recrutamento muscular do Long, maior na convexidade de adolescentes com EI, durante o levantar e sentar e no início da fase de apoio. Além disso, no movimento de levantar e sentar, o Ilio no lado Cx, se correlaciona diretamente com o ângulo de Cobb, o que seria mais um dos indicativos relevantes para a progressão da curva escoliótica.

## 7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Por último, vale ressaltar as experiências vivenciadas neste período de mestrado: a elaboração de um estudo transversal com uma amostra homogênea difícil de ser encontrada e também a dificuldade em convencer o adolescente a participar da pesquisa, a colaboração em trabalhos de conclusão de curso, a participação em congressos, o treinamento e capacitação para trabalhar com pesquisas na área da eletromiografia e Fisioterapia musculoesquelética, o estágio em docência. A partir destas vivências e aprendizado, iniciei a vida acadêmica como docente na Pós-Graduação Lato Sensu em Fisioterapia Traumato Ortopédica e na Graduação em Fisioterapia, ministrando as disciplinas de Cinesiologia e Biomecânica.

Todas essas experiências foram de grande importância para meu crescimento pessoal e profissional, uma vez que frente às dificuldades, sendo uma delas a responsabilidade de dividir os estudos com emprego e família, aprendi a lidar com as adversidades, procurando da melhor maneira aproveitar as trocas de conhecimentos. Esses dois anos foram de profundo aprendizado como Fisioterapeuta, pesquisadora e docente.



## REFERÊNCIAS

- ALTAF, F. et al. Systematic review school scoliosis screening. **Spine Deformity**, v. 5, n. 5, p.303-309, 2017.
- AMADIO, A.C. et al. Introdução à análise do movimento humano: descrição e aplicação dos métodos de medição. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Paulo, v. 3, n. 2, p.41-54, 1999.
- ANDERSON, F.C.; PANDY, M.G. Individual muscles contributions to support in normal walking. **Gait and Posture**, v. 2, n. 17, p.159-169, 2003.
- AVIKAINEN, V. J. et al. Assimetry of paraspinal EMG – Time Characteristics in idiopathic scoliosis. **Journal of spinal disorders**, v. 12, n. 1, p. 61-67, 1999.
- BASSANI, E. et al. Avaliação da ativação neuromuscular em adolescentes com escoliose através da eletromiografia de superfície. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 12, n. 1, p. 13-9, 2008.
- BURWELL, R. et al. Pathogenesis of idiopathic scoliosis: the Nottingham Concept. **Acta Orthopedic Belgic**, n. 58, suppl.1, p.33-58, 1992.
- BYLUND, P.M.D. et al. Muscles fiber types in thoracic erector spinae muscles. **Clinical Orthopaedic and Related Research**, n. 214, p. 222-228, 1987.
- CARR, A.J. et al. Familial back shape in adolescent scoliosis: A photogrammetric population study. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 62, n. 2, p. 131-135, 1991.
- CASSAR-PULLICINO, V.N.; EISENSTEIN, S.M. Imaging in scoliosis: what, why and how? **Clinical Radiologic**, n. 57, p. 543-562, 2002.
- CHAN, Y. et al. MRI evaluation of multifidus muscles in adolescent idiopathic scoliosis. **Pediatric Radiological**, v. 29, p. 360-363, 1999.

CHAN, A. et al. Intra and interobserver reliability of the cobb angle e vertebral rotation angle e spinous process angle for adolescente idiopathic scoliosis. **Spine Deformity**, v.2, p. 168-174, 2014.

CHEUNG, J. et al. A preliminary study on electromyographic analysis of the paraspinal musculature in idiopathic scoliosis. **European Spine Journal**, v. 14, p.130-137, 2005.

CHEUNG, J. et al. Geometric and Electromyographic Assessments in the Evaluation of Curve Progression in Idiopathic Scoliosis. **Spine**, v.31, n.3, p.322-329, 2006.

CHIPKEVITCH E. Puberdade e Adolescência: aspectos biológicos, clínicos e psicosociais. 3<sup>a</sup> edição. São Paulo: Roca; p. 376-385, 1995.

CHWALA, W. et al. Electromyography assessment of functional symmetry of paraspinal muscles during static exercises in adolescents with idiopathic scoliosis. **BioMed Research International**, v. 7, p.1-7, 2014.

COBB, J.R. Outline for the study of scoliosis. **American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v. 5, p. 261-275, 1948.

COLE, A. et al. Hip rotation, knee rotation and femoral anteversion in healthy subjects and children with adolescent idiopathic scoliosis: relation of hip rotation to lateral spinal curves. **Clinical Anatomic**, v. 3, n. 65, 1990.

Costa, C. et al. Sit-to-stand movement in children: a review. **Journal of Motor Behavior**, v. 42, n. 2, p.127-134, 2002.

CÔTÉ, P. et al. A study of the diagnostic accuracy and reliability of scoliometer and Adams forward bend test. **Spine**, v.23, p.796-803, 1998.

DARYABOR, A. et al. Gait and energy consumption in adolescent idiopathic scoliosis: A literature review. **Annals Physical Rehabilitation Medicine**, n.1054, p.1-10, 2016.

DE LUCA, J.C. Use of the surface EMG signal for performance evaluation of back muscles. **Muscle & Nerve**, v. 16, n. 2, p.210-216, 1993.

De LUCA, J. C. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 13, p.135-163, 1997.

De OLIVEIRA, A. S. et al. Electromyographic Analysis of Paravertebral Muscles in Patients with Idiopathic Scoliosis. **SPINE**, v. 36, n. 5, p. 1–6, 2011.

DIMEGLIO, A. et al. La scoliose idiopathique. Paris: **Masson**, p.77-106, 1996.

DUN, J. et al. Screening for adolescent idiopathic scoliosis: evidence report and systematic review for the U.S. preventive services task force. **JAMA - The Journal of the American Medical Association**, v. 9, n.319(2), p.173-187, 2018.

ENOKA, R.M. Bases neuromecânicas da cinesiologia. 2. ed. São Paulo: Manole, 2000.

FADZAN, M; BETTANY-SALTIKOV J. Etiological Theories os Adolescent Idiopathic Scoliosis: Past and Present. **Open Orthopedic Journal**, v. 28, n. 11, p.1466-1489, 2017.

FARAHPOUR, N. et al. Electromyographic responses of erector spinae and lower limb's muscles to dynamic postural perturbations in patients with adolescent idiopathic scoliosis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, p. 645–651, 2014.

FARAHPOUR, N.; YOUNESIAN, H.; BAHRPEYMA, F. Electromyographic activity of erector spinae and external oblique muscles during trunk lateral bending and axial rotation in patients with adolescent idiopathic scoliosis and healthy subjects. **Clinical Biomechanics**, v. 30, n. 5, p. 411-417, 2015.

FEIPEL, V. et al. Electromyogram and Kinimatic of lateral bending in idiopathic scoliosis patients. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 40, p. 497-505, 2002.

FERREIRA, D. M. et al. School Screening For Scoliosis: Action For Early Diagnosis. **Revista Brasileira Crescimento e Desenvolvimento Humano**, v. 19, n. 3, p. 357-368, 2009.

GARCIA, M.A.C.; VIEIRA, T.M.M. Surface electromyography: why, when and how to use it. **Revista Andaluza de Medicina del Deporte**, v. 4, n. 17, p. 17-28, 2011.

GAUDREAU, N. et al. Assessment of the paraspinal muscles of subjects presenting an idiopathic scoliosis: an EMG pilot study. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 6, n. 14, p.1-12, 2008.

GIAKAS, G. et al. Comparison of gait patterns between healthy and scoliosis patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. **Spine**, n. 21, v. 19, p.2235-2242, 1996.

GONZALEZ, G. Z. et al. Reprodutibilidade e validade do construto de três instrumentos não invasivos para a avaliação da amplitude de movimento da coluna em pacientes com dor lombar. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 21, n. 4, p.365-371, 2014.

GRAY, Henry. **Anatomia**. 29ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 1988.

KARACHALIOS, T. et al. Ten-year follow-up evaluation of a school screening program for scoliosis. Is the forward-bending test an accurate diagnostic criterion for the screening of scoliosis? **Spine**, v. 15, n. 24(22), p.2318-24, 1999.

KING, H.A. The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 65, n. 9, p. 1302-1313, 1983

KONIECZNY, M.R. et al. Epidemiology of adolescent idiopathic scoliosis. **Journal of Children's Orthopaedics**, v. 7, n. 1, p.3-9, 2013.

KONRAD, P. **The ABC of EMG**. A Pratical Introduction to Kinesiological electromyography. Norax Inc. USA, 2005.

KOWK, G. et al. Evaluation of Myoelectric Activity of Paraspinal Muscles in Adolescents with Idiopathic Scoliosis during Habitual Standing and Sitting. **BioMed Research International**, v. 2015, p. 1-9, 2015.

KUO, F.C. et al. Postural control strategies related to anticipatory perturbation and quick perturbation in adolescent idiopathic scoliosis. **Spine**, n. 36, p. 810-816, 2011.

JANSSEN, W.G. et al. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. **Physical Therapy**, v. 82, n. 9, p.866-879, 2002.

LEE, S.K. et al. Muscle Activity of the Gluteus Medius at Different Gait Speeds. **Journal Physical Therapy Science**, n. 26, p.1915-1917, 2014.

LEGAYE, J. et al. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. **European Spine Journal**, n. 7, p. 303-311, 1998.

LENKE, L.G. et al. Prospective dynamic functional evaluation of gait and spinal balance following spinal fusion in adolescent idiopathic scoliosis. **Spine**, n. 26, p. 330-337, 2001.

LONSTEIN, J. E. Scoliosis – surgical versus non surgical treatment. **Clinical Orthopaedic and Related Research**, n. 443, p.248-259, 2006.

MAHAUDENS, P. et al. Gait in patients with adolescents idiopathic scoliosis. Effect of surgery at 10 years of follow-up. **Gait and Posture**, v. 01, n. 7, 2018.

MAHAUDENS, P. et al. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis. **European Spine Journal**, v. 18, p.518-521, 2009.

MAHAUDENS, P. et al. Influence of structural pelvic disorders during standing and walking in adolescents with idiopathic scoliosis. **The Spine Journal**, v. 5, p. 427-433, 2008.

MANNION, A.F. et al. Paraspinal muscle fiber type alterations associated with scoliosis: an old problem revisited with new evidence, **European Spine Journal**, v. 7, n. 4, p. 289–293, 1998.

NEWTON, P. O. Results of preoperative pulmonary function testing of adolescents with idiopathic scoliosis. A study of six hundred and thirty-one patients. **Journal of Bone and Joint Surgical**, v. 87, n.9, p.1937-1946, 2005.

NEGRINI, S. et al. Italian Guidelines on rehabilitation treatment of adolescents with scoliosis or other spinal deformities. **Europa Medicophysica**, v. 41, n. 2, p. 183-201, 2005.

OVADIA, D. Classification of adolescents idiopathic scoliosis (AIS). **Journal of Children's Orthopaedics**, v. 7, n. 1, p. 25-28, 2013.

PANDY. M.G.; ANDRIACCHI, T.P. Muscle and joint function in hum locomotion. **Annual Review of Biomedical**, v. 12, p.401-433, 2010.

PERRET, C.; ROBERT, J. Electromyographic responses of paraspinal to postural disturbance with special reference to scoliosis children. **Journal Manipulative and Phisiological Therapeutics**, v. 27, p. 375-380, 2004.

PROWSE, A. et al. Reliability and concurrent validity of postural asymmetry measurement in adolescent idiopathic scoliosis. **World Journal Orthopedic**, v. 18, n.8(1), p.68-76, 2017.

PUTHEZHATH, K. Expressing Cobb angle as linear measurement in scoliosis and its significance: a clinical and geometrical analysis of scoliosis. **Korean Journal Spine**, v. 14, n. 4, p.139-142, 2017.

REUBER, M. et al. Trunk muscle myoelectric activities in idiopathic scoliosis. **Spine**, v. 8, n.2, p.447-456, 1983.

ROMANO, M. et al. Exercises for adolescent idiopathic scoliosis: a Cochrane Systematic Review. **Spine**, v. 38, n. 14, p.883-893, 2013.

SAJI, M. J. et al. Increased femoral neck-shaft angles in adolescent idiopathic scoliosis. **Spine**, v. 20, n. 3, p.303-311, 1995.

SALATE, A.C.B.; ARONI, F.C.; FERREIRA, D.M.A. Estudo da evolução a curto prazo da escoliose por meio de mensurações da gibosidade, radiográficas e da dor em adolescentes e adultos jovens. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 7, n. 1, p. 39-44, 2003.

SCHMID, A.B. et al. Paraspinal muscle activity during symmetrical and asymmetrical weight training in idiopathic scoliosis. **Journal Sports Rehabilitation**, v. 19, n. 3, p.315-327, 2010.

SOUZA, V.H; PERES, A; ZACHARIAS, L; BAFFA, O. SignalHunter: Software for electrophysiological data analysis and visualization (Version v1.0.0). Zenodo

SYCZEWSKA, M. et al. Influence of the structural deformity of the spine on the gait pathology in scoliotic patients. **Gait and Posture**, n. 35, p.209-213, 2012.

SRS: Scoliosis Research Society. **Adolescent Idiopathic scoliosis**, 1966.

SOUZA, F.I. et al. Epidemiology of adolescent idiopathic scoliosis in students of the public schools in Goiânia-Go. **Acta Ortopédica Brasileira**, v. 21, n. 4, p. 223-225, 2013.

SOLÉ, J.V. GOULART. F.R.P. Patterned electromyographic activity in the sit-to-stand movement. **Clinical Neurophysiology**, v.110, v.1634-1640, 1999.

STETKAROVA, I. et al. Electrophysiological and histological changes of paraspinal muscles in adolescent idiopathic scoliosis. **European Spine Journal**, v. 25, n. 10, p. 1-8, 2016.

STOKES, I.A. Axial rotation component of thoracic scoliosis. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 7, n. 5, p. 702-708, 1989.

STAGNARA, P. Les de'formations du rachis: scoliosis, cyphoses, lordoses. Paris: Masson, p. 25-70, 1985.

STOKES, I.A.; LAIBLE, J.P. Three-dimensional bone-ligaments model of the thorax representing initiation of scoliosis by asymmetric growth. **Journal Biomechanics**, v. 23, n. 6, p. 589-595, 1990.

TANURE, M. et al. Reliability assessment of Cobb angle measurements using manual and digital methods. **The Spine Journal**, v. 10, p.769-774, 2010.

THOMPSON, G. H.; SCOLES, P. V. Doenças ósseas e articulares – problemas ortopédicos. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, p. 2019-2021, 2002.

TRIBASTONE, F. Tratado de exercícios corretivos – Aplicados à reeducação motora postural. Sao Paulo: Ed Manole, 2001.

WALKER, A; DICKSON, R. Screening for disease: school screening and pelvic tilt scoliosis. **Lancet**, n. 21, p.152-154, 1984.

ZETTERBERG, C. et al. Electromyography of the paravertebral muscles in idiopathic scoliosis: Measurements of amplitud and spectral changes under load. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 55, n. 3, p.304-309, 1984.

## ANEXO 1

**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP****DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DO LONGUÍSSIMO LOMBAR, ILOCOSTAL E GLÚTEO MÉDIO, NOS MOVIMENTOS DE LEVANTAR, SENTAR E DURANTE A MARCHA EM ADOLESCENTES COM ESCOLIOSE IDIOPÁTICA.

**Pesquisador:** Eduardo Jose Danza Vicente

**Área Temática:**

**Versão:** 4

**CAAE:** 66959117.0.0000.5147

**Instituição Proponente:** Faculdade de Fisioterapia

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

Número do Parecer: 2.253.351

**Apresentação do Projeto:**

Trata-se de um estudo transversal, com componentes descritivos e analíticos. Participante deste estudo adolescentes de ambos os gêneros, com idade variando entre 10 e 18 anos, destes, divididos em dois grupos: Grupo Escoliose (GE), formado por adolescentes com diagnóstico de escoliose idiopática (EI) com ângulo de Cobb variando entre 10 e 30°; e Grupo Controle (GC) formado por adolescentes sem escoliose idiopática.

**Objetivo da Pesquisa:**

Objetivo Primário: registrar e processar a atividade elétrica dos músculos longuissimo lombar, iliacostal e glúteo médio, durante os movimentos de levantar, sentar e durante a marcha, para avaliar o comportamento do padrão muscular em adolescentes com e sem escoliose. Os Objetivos da pesquisa estão claros bem delineados, apresenta clareza e compatibilidade com a proposta, tendo adequação da metodologia aos objetivos pretendido, de acordo com as atribuições definidas na Norma Operacional CNS 001 de 2013, Item 3.4.1 - 4.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Todo procedimento de coleta como levantar, sentar e andar em uma esteira envolverá risco mínimo. Entretanto os pesquisadores responsáveis pelo estudo irão familiarizar, orientar e treinar

Endereço: JOSE LOURENCO KELMER 519	CEP: 35.000-000
Bairro: SÃO PEDRO	
UF: MG	Município: JUIZ DE FORA
Telefone: (32)2100-3768	Fax: (32)1100-3768
	E-mail: cep.propseq@ufjf.edu.br

## APÊNDICE 1

### **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

*(No caso do responsável pelo menor)*

O(A) menor \_\_\_\_\_, sob sua responsabilidade, está sendo convidado (a) como voluntário (a) a participar da pesquisa “**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DO LONGUÍSSIMO LOMBAR, ILIOCOSTAL E GLÚTEO MÉDIO, NOS MOVIMENTOS DE LEVANTAR, SENTAR E DURANTE A MARCHA EM ADOLESCENTES COM ESCOLIOSE IDIOPÁTICA**”. Nesta pesquisa, pretendemos registrar e processar a atividade elétrica dos músculos longuíssimo lombar, iliacostal e glúteo médio, durante os movimentos de levantar, sentar e durante a marcha, para avaliar o comportamento do padrão muscular em adolescentes com e sem coluna em S (escoliose).

O motivo que nos leva a pesquisar esse assunto é entender melhor como alguns músculos se comportam durante os movimentos de sentar, levantar e andar em adolescentes com coluna em S, quando comparados à adolescentes sem coluna em S. Desta forma, poderemos contribuir para melhorar os tratamentos destes adolescentes.

Inicialmente o menor sob sua responsabilidade será pesado e medido. Logo após, ele terá a pele das costas e quadril, limpa com algodão embebido em álcool. Para colagem dos adesivos embrorrachados será solicitado ao menor, com total privacidade e sem nenhum constrangimento, que use short e top (ou retire a camisa no caso de meninos) que deixe à mostra a região lombar e do quadril. Após colagem dos adesivos embrorrachados, o que não causa qualquer tipo de desconforto, será colocado também um dispositivo chamado footswitch sobre calcanhar direito do adolescente. Será solicitado que o menor se sente e se levante de uma cadeira durante um minuto.

Logo em seguida, este pequeno dispositivo (footswitch) será colocado dentro da meia do adolescente, abaixo do calcanhar, e o menor irá caminhar por 1 minuto, com velocidade de 4km/h em uma esteira. Tanto os adesivos embrorrachados, quanto o footswitch, estarão conectados por meio de cabos a um equipamento de registro de atividade muscular (eletromiógrafo). Todos os movimentos serão ensinados e demonstrados pelo fisioterapeuta pesquisador e os adolescentes serão cuidadosamente familiarizados com os equipamentos.

Segundo a resolução em vigor, os riscos decorrentes da participação do menor sob sua responsabilidade neste estudo são mínimos. Não existe qualquer chance de desconforto causado pelo registro de atividade muscular, já que os adesivos embrorrachados 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 embrorrachado e, como consequência, o adolescente 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. Há também uma possibilidade mínima do adolescente cair da esteira, mas este risco também será quase nulo uma vez que haverá familiarização prévia com os equipamentos, vocês responsáveis irão acompanhar o procedimento o tempo todo e o fisioterapeuta pesquisador irá orientar e proteger o menor.

Se, no entanto, houver algum prejuízo à saúde do menor sob sua responsabilidade, comprovadamente causado pelos procedimentos aos quais ele será submetido neste estudo, ele será encaminhado a tratamento adequado no terceiro andar do HU-CAS onde funciona o Hospital dia.

Apesar disso, caso sejam identificados e comprovados danos provenientes desta pesquisa, ele tem assegurado o direito à indenização pelos pesquisadores. Ele será esclarecido (a) em qualquer aspecto que desejar e estará livre para participar ou recusar-se a participar.

O (A) Sr. (a), como responsável pelo menor, poderá retirar seu consentimento ou interromper a participação dele a qualquer momento. A participação dele é voluntária e a recusa em participar não acarretará qualquer penalidade ou modificação na forma em que é atendido(a). Os resultados da pesquisa estarão à sua disposição quando a mesma for finalizada e são confidenciais, sendo as informações obtidas durante as avaliações mantidas em sigilo, não podendo as mesmas serem consultadas por pessoas leigas sem a sua expressa autorização por escrito. Além disso, essas informações não serão utilizadas de forma individual, mas apenas para caracterizar um grupo de pessoas por meio de uma avaliação estatística dos resultados e poderão ser utilizadas em atividades de pesquisa. Para participar deste estudo, você não terá nenhum custo, nem receberá qualquer vantagem financeira.

Da pesquisa a ser realizada, o (a) Sr (a) pode esperar alguns benefícios, tais como obter maiores informações sobre as causas da coluna em S, como ela pode ser diagnosticada, indicações de tratamentos, o que pode ajudar futuramente no tratamento do menor sob sua responsabilidade ou de outras pessoas que sofrem profundas alterações físicas e psicológicas com essa doença. Além disso, todos os adolescentes, receberão 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.

relatório sobre como os músculos estudados estão sendo ativados, o que pode contribuir para um melhor entendimento sobre o funcionamento dos mesmos.

O nome ou o material que indique a participação do menor não será liberado sem a sua permissão. Os dados e instrumentos utilizados na pesquisa ficarão arquivados com o pesquisador responsável, por um período de 5 (cinco) anos, e após esse tempo serão destruídos. Este termo de consentimento encontra-se impresso em duas vias originais, sendo que uma será arquivada pelo pesquisador responsável, na Faculdade de Fisioterapia da UFJF e a outra será fornecida ao Sr. (a).

Eu, \_\_\_\_\_, portador (a) do documento de Identidade \_\_\_\_\_, responsável pelo menor \_\_\_\_\_, fui informado (a) dos objetivos do presente estudo de maneira clara e detalhada e esclareci minhas dúvidas.

Sei que a qualquer momento poderei solicitar novas informações e modificar a decisão do menor sob minha responsabilidade de participar, se assim o desejar. Recebi uma via original deste termo de consentimento livre e esclarecido e me foi dada a oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas.

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

---

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) 2102-6890. Email: eduardo.vicente@ufjf.edu.br

Em caso de dúvidas, com respeito aos aspectos éticos desta pesquisa, você poderá consultar:

CEP - Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos - UFJF

Campus Universitário da UFJF

Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa

CEP: 36036-900

Fone: (32) 2102- 3788 / E-mail: cep.propsq@ufjf.edu.br

## APENDICE 2

**TERMO DE ASSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Você está sendo convidado (a) como voluntário (a) a participar da pesquisa “**ESTUDO ELETROMIOGRÁFICO DO LONGUÍSSIMO LOMBAR, ILIOCOSTAL E GLÚTEO MÉDIO, NOS MOVIMENTOS DE LEVANTAR, SENTAR E DURANTE A MARCHA EM ADOLESCENTES COM ESCOLIOSE IDIOPÁTICA**”. Nesta pesquisa pretendemos avaliar os músculos das costas e do quadril, durante os movimentos de levantar, sentar e andar, em adolescentes com e sem coluna em S (escoliose).

O motivo que nos leva a estudar esse assunto é entender melhor como alguns músculos se comportam durante os movimentos de sentar, levantar e andar em adolescentes com coluna em S, quando comparados à adolescentes sem coluna em S. Desta forma, poderemos contribuir para melhorar os tratamentos desta doença.

Para esta pesquisa adotaremos os seguintes procedimentos:

- você será pesado e medido;
- a pele das suas costas e quadril será limpa com algodão e álcool;
- serão colados alguns adesivos embrorrachados em suas costas e quadril e estes estarão conectados por fios a um equipamento;
- um equipamento menor que uma palmilha será colocado sobre seu pé e você terá que sentar e levantar de uma cadeira durante um minuto;
- com este mesmo dispositivo colocado na sola do seu pé, você terá que andar em cima de uma esteira durante 1 minuto com baixa velocidade.

Para participar desta pesquisa, o responsável por você deverá autorizar e assinar um termo de consentimento. Você não terá nenhum custo, nem receberá qualquer vantagem financeira. Apesar disso, caso sejam identificados e comprovados danos provenientes desta pesquisa, você tem assegurado o direito à indenização pelos pesquisadores.

Você será esclarecido (a) em qualquer aspecto que desejar e estará livre para participar ou recusar-se. O responsável por você poderá retirar o consentimento ou interromper a sua participação a qualquer momento. A sua participação é voluntária e a recusa em participar não acarretará qualquer penalidade ou modificação na forma em que é atendido (a).

O pesquisador irá tratar a sua identidade com padrões profissionais de sigilo. Você não será identificado em nenhuma publicação.

Os riscos envolvidos na pesquisa consistem em riscos mínimos, pois os adesivos de borracha colocados em sua costa e no quadril podem resultar, em pessoas sensíveis (1% da população em geral), dermatite de contato (inflamação de grau variável na pele pelo contato) em virtude do látex utilizado, entretanto não se trata de uma complicação mas sim de um efeito adverso.

Não existe chance de o equipamento te machucar ou causar qualquer tipo de dor ou desconforto pois esse equipamento, o eletromiógrafo (que registra a atividade muscular) não envia nenhum sinal nem medicamento até o seu corpo, pelo contrário ele é utilizado para registrar entre outras coisas o estado de um músculo dolorido e desta forma serem traçados procedimentos adequados para o controle dessa dor. E o desconforto que você por ventura pode sentir será em virtude dos adesivos estarem colados em suas costas. Sendo que o experimento pode ser interrompido a qualquer momento em virtude de um possível desconforto.

Em qualquer situação onde os indivíduos necessitem de assistência e tratamento adequado em caso de intercorrências, eles serão levados ao terceiro andar do HU-CAS onde funciona o Hospital dia.

A pesquisa contribuirá para conhecer melhor sobre a coluna em S, melhorar os tratamentos, o que pode ajudar você ou um conhecido no tratamento dessa doença. Os resultados estarão à sua disposição quando a pesquisa for finalizada.

Você receberá uma via desse documento assinada por todos.

Eu, \_\_\_\_\_, portador (a) do documento de Identidade \_\_\_\_\_ (**se já tiver documento**), fui informado (a) dos objetivos da presente pesquisa, de maneira clara e detalhada e esclareci minhas dúvidas. Sei que a qualquer momento poderei solicitar novas informações, e o meu responsável poderá modificar a decisão de participar se assim o desejar. Tendo o consentimento do meu responsável já assinado, declaro que concordo em participar dessa pesquisa. Recebi o termo de assentimento e me foi dada a oportunidade de ler e esclarecer as minhas dúvidas.

## APÊNDICE 3

---

FICHA DE AVALIAÇÃO DO ADOLESCENTE – Data \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

NOME:

Filiação

Data de nascimento:

---

Peso:                   Altura:                   IMC:

Dominância de MMSS \_\_\_

Dominância de MMII \_\_\_

Queixas álgicas?

Teste de Adams: ( ) +   ( ) -

---

Radiografia AP:

Data da radiografia

Ângulo de Cobb:

Tipo da escoliose

Dismetria de membros?

Escanometria                   Data da escanometria \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

---

---

## APÊNDICE 4

### Mini currículo

#### **Dados Pessoais**

**Nome:** Bárbara Palmeira Rossi

**Data de Nascimento:** 05/07/1986

**Endereço:** Av. Olegário Maciel, 1835/403, Paineiras

**Cidade/ UF:** Juiz de Fora / MG

**Endereço Eletrônico:** barrossi@hotmail.com

**Link do lattes:** <http://lattes.cnpq.br/9918791530252436>

#### **Formação acadêmica e titulação:**

**2004-2008** Graduação em Fisioterapia - Universidade Federal de Juiz de Fora, MG, Brasil. Associação entre descarga de peso e prevalência de doença degenerativa no joelho contra lateral de indivíduos amputados de membro inferior. Orientador: Prof. Dr. Eduardo J. D. Vicente

**2009-2010** Pós-Graduação Lato Sensu Biomecânica – Universidade Federal do Rio de Janeiro, RJ, Brasil. Uso da eletromiografia de superfície para avaliação de espasticidade. Orientador: Prof. Dr. Marco Antônio Cavalcanti Garcia.

**2016-2018 (atual)** Mestrado em Ciências da reabilitação e desempenho físico funcional – Universidade Federal de Juiz de Fora – MG, Brasil. Orientador: Prof. Dr. Eduardo J. D. Vicente

#### **Artigos completos publicados em periódicos:**

ALVES, R.; BOREL, W. P.; **ROSSI, B. P.**; CHAGAS, P. S. C. ; VICENTE, E. J. D. ; Felicio, D.C . Test-retest reliability of baropodometry in young asymptomatic individuals during semi static and dynamic analysis. FISIOTERAPIA EM MOVIMENTO, v. 31, p. 1-7, 2018.

VICENTE, EDUARDO JOSÉ DANZA; **ROSSI, BÁRBARA PALMEIRA**; JESUS, MARIA CRISTINA PINTO DE; TORREJAIS, MÁRCIA MIRANDA. Descarga de peso e prevalência de degeneração no joelho de indivíduos amputados. Fisioterapia em Movimento (PUCPR. Impresso), v. 26, p. 595-603, 2013.

#### **Artigos completos submetidos a periódicos:**

- Prevalência de lesão e fatores associados em corredores de rua da cidade de Juiz de Fora / MG. Roth, Arlete; Borel, Wyngrid; Rossi, Barbara; Filho, José; Vicente, Eduardo; Felício, Diogo.
- Comparação da estabilidade estática em indivíduos com amputação transtibial e transfemoral unilateral. Vicente, Eduardo; Felício, Diogo; Chagas, Paula; Borel, Wyngrid; Rossi, Barbara.
- Electromyographic study of lumbar longissimus, iliocostalis and gluteus median in the standing, sitting, gait and correlation with the angle of Cobb in adolescentes with idiopathic scoliosis. Rossi, BP; Garcia, MAC; Souza, VHO; Alvim, FC; Felicio, DC; Vicente, EJD.

#### **Experiência Acadêmica:**

2017-2018 – Docente das disciplinas Fisiopatologia das lesões ortopédicas de membros inferiores; Conceitos Mulligan e Mackenzie; Bandagens Funcionais Elásticas. Pós-Graduação Lato Sensu em Traumato-ortopedia, UNIPAC/BARBACENA.

2018-atual – Docente das disciplinas Biomecânica, Cinesiologia e Cinesioterapia, Graduação em Fisioterapia. FACSUM/FJF.

#### **Trabalhos apresentados em Congressos (Pôster) e palestras durante o Mestrado**

- 1- Novaes, R.G.V ; Almeida, L.L ; ROSSI, B. P. ; FELICIO, D. C. ; VICENTE, E. J. D. . Avaliação do gasto energético durante a marcha em indivíduos com amputação transtibial e pé dinâmico 1D10. 2018. (Apresentação de Trabalho/Congresso).
- 2- ROSSI, B. P.; CHAGAS, P. S. C. ; Alvim, F.C. ; Garcia, M.A.C ; VICENTE, E. J. D. . Eletromiografia do longuissimo lombar, iliocostal e gluteo médio, na marcha, em adolescentes com escoliose idiopática.. 2018. (Apresentação de Trabalho/Congresso).
- 3- Veras, P.M ; Moreira, P.F ; ROSSI, B. P. ; FELICIO, D. C. . A amplitude de movimento de dorsiflexão influencia o Y balance test em corredores recreacionais?. 2018. (Apresentação de Trabalho/Congresso).
- 4- Veras, P.M ; Moreira, P.F ; ROSSI, B. P. ; Felicio, D.C . Análise baropodometria em corredores recreacionais. 2018. (Apresentação de Trabalho/Congresso).
- 5- Moreira, P.F ; Veras, P.M ; Biscotto, B.M ; ROSSI, B. P. ; Felicio, D.C . Correlação entre equilíbrio postural dinâmico e estabilização central em corredores recreacionais. 2018. (Apresentação de Trabalho/Congresso).
- 6- Moreira, P.F ; Veras, P.M ; Biscotto, B.M ; ROSSI, B. P. ; Felicio, D.C . Influência dos abdutores do quadril na estabilidade postural de corredores recreacionais. 2018. (Apresentação de Trabalho/Congresso).
- 7- ROSSI, B. P. Análise crítica sobre o custo benefício da onda de choque no tratamento de alterações musculoesqueléticas.. 2017. (Apresentação de Palestra).
- 8- ROSSI, B. P.. Avaliação Postural: Abordagem prática voltada à lesão musculoesquelética. 2017. (Apresentação de Palestra).
- 9- ROSSI, B. P.; ALVES, R. ; FELICIO, D. C. ; ELIAS FILHO, J. ; BOREL, W. P. . Confiabilidade Teste Reteste da baropodometria com indivíduos jovens assintomáticos durante análise semi estática e dinâmica. 2017. (Apresentação de Trabalho/Congresso).
- 10- ROSSI, B. P.; MENDONCA, W. F. ; MALAGUTI, C. ; CALBAZAR, A. L. ; CHEBLI, J. M. F. . Avaliação da função muscular em pacientes com Doença de Crohn nas fases ativa e de remissão da doença'. 2017. (Apresentação de Trabalho/Congresso).

