



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

MARIANA FELIPE SILVA

**ANÁLISE DE COORDENAÇÃO ENTRE COLUNA
TORÁCICA, LOMBAR E PELVE DE PACIENTES COM
LOMBALGIA ESPECÍFICA NO PRÉ E PÓS-OPERATÓRIO**

Londrina
2020

MARIANA FELIPE SILVA

**ANÁLISE DE COORDENAÇÃO ENTRE COLUNA TORÁCICA,
LOMBAR E PELVE DE PACIENTES COM LOMBALGIA
ESPECÍFICA NO PRÉ E PÓS-OPERATÓRIO**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física – UEL/UEM, para obtenção do título de Doutora em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso.

Londrina
2020

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UEL

Silva, Mariana Felipe.

Análise de coordenação entre coluna torácica, lombar e pelve de pacientes com lombalgia específica no pré e pós-operatório / Mariana Felipe Silva. - Londrina, 2020.
121 f. : il.

Orientador: Jefferson Rosa Cardoso.

Tese (Doutorado em Educação Física) - Universidade Estadual de Londrina, Centro de Educação Física e Esportes, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, 2020.

Inclui bibliografia.

1. Lombalgia específica - Tese. 2. Análise de coordenação - Tese. 3. Biomecânica - Tese. 4. Marcha - Tese. I. Cardoso, Jefferson Rosa. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Educação Física e Esportes. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. III. Título.

CDU 796

MARIANA FELIPE SILVA

**ANÁLISE DE COORDENAÇÃO ENTRE COLUNA TORÁCICA,
LUMBAR E PELVE DE PACIENTES COM LOMBALGIA
ESPECÍFICA NO PRÉ E PÓS-OPERATÓRIO**

Tese apresentada à Universidade Estadual de Londrina, como parte das exigências do Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física – UEM/UEL, na área de concentração em Desempenho Humano e Atividade Física, para obtenção do título de Doutora.

BANCA EXAMINADORA

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Prof^a Dr^a. Renata Noce Kirkwood
McMaster University Canadá - MCMaster

Prof. Dr. Diogo Carvalho Felício
Universidade Federal de Juiz de Fora - UFJF

Prof. Dr. Felipe Arruda Moura
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Prof. Dra. Inara Marques
Universidade Estadual de Londrina - UEL

Londrina, 25 agosto de 2020.

Dedicatória

Dedico esse trabalho à minha família e em especial ao meu filho Lucca, que mesmo antes de nascer já me ensinou o que é ser forte e o quão grande o AMOR pode ser.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente à Deus por todas as bênçãos recebidas durante essa caminhada. Pelo dom da vida, pelos aprendizados, pelos amigos e por mais essa realização. Graças à Ele, eu tenho e agradeço à minha família, que sempre se orgulhou das minhas conquistas e sempre me apoiou nas minhas decisões. Aos meus pais, que mesmo distantes se fizeram presentes, seja por telefone, vídeo chamada ou visitas surpresas. Aos meus avós, que também são e foram meus pais desde sempre e lutaram para que cada passo da minha vida fosse seguro e na direção correta. Aos meus irmãos, que sempre demonstraram o amor incondicional, principalmente à Bebel, que foi minha maior força e suporte, principalmente nesse finalzinho do doutorado, me ajudando a rodar os dados no *Matlab*, fazendo pão na madrugada pra eu acordar e ter pão quentinho, bolo com café, cuidados comigo, com o Hórus e com o Lucca. Amo todos vocês!

Por falar nisso, confesso que essa caminhada não foi fácil e muita coisa aconteceu nesses 4, quase 5 anos e uma das maiores surpresas no final do doutorado foi a gravidez, 3 meses após ter ficado noiva. Primeiro o mundo desaba, mas depois vemos a força e a confiança que Deus tem em nos presentear com alguns propósitos. Para dar um pouco mais de emoção, a pandemia do COVID-19 chegou para mais uma reviravolta na vida de todos e mais uma vez minha família e amigos estavam ali, para me apoiar. Então, agradeço também à minha NOVA família, Guilherme, Lucca e Hórus (meu senhorzinho de quase 12 anos que acaba de ficar ceguinho).

Ainda sobre família, gostaria de agradecer à minha segunda família em Londrina (grupo PAIFIT) e principalmente ao “pai” dela, Jeff. Me lembro como se fosse hoje a primeira reunião que participei, ainda no primeiro ano da faculdade, em 2008, em uma salinha pequena cheia de alunos com interesse em aprendizado e em pesquisa. Confesso que me assustei um pouco com tanta informação e achei que “não daria conta” e não voltei mais... Porém, no segundo ano, em 2009 vi que aquilo era o que eu realmente queria e que sempre quis e minha família não vai me deixar mentir que sempre quis seguir carreira acadêmica, mestrado, doutorado... E quem estava ali pronto

para me acolher? O grande pai Jefferson! Não sei se vão caber palavras aqui para relatar toda minha trajetória e tudo que o Jeff fez e continua fazendo por mim, pois são 11 anos de caminhada, cumplicidade e família. Foram 2 anos de iniciação científica, 2 anos de mestrado, quase 5 de doutorado e alguns anos apenas de colaboração, porque não consegui me distanciar do grupo antes de entrar no doutorado. Esse doutorado, inclusive, foi um “puxãozinho” de orelha que levei dele... *“Mari, você já continua vindo no laboratório, gosta disso, se inscreve logo no doutorado e para de enrolar!!!”*... Graças a ele conheci os EUA (comi bolo no *Cake Boss* e lanche do *Shake Shack*), conheci Roma, (comi muito macarrão - sim, gosto de comer) e aprendi e MUITO sobre a ciência e a prática ética tanto da fisioterapia quanto da pesquisa de qualidade. Muito obrigada Jeff, pelos “PAItrocíninos”, ajudas, conselhos, brigas, abraços e apoio, com certeza você foi mais que essencial na minha formação e continua sendo.

Ao grupo PAIFIT em si, agradeço imensamente, desde os membros que já saíram, mas que foram meus exemplos (Karen, Josi, Laís, Mabel, Alex e outros) até os membros atuais. Cada um do seu jeitinho acrescentou e muito na minha vida e na minha formação. Com certeza esse grupo reflete o real significado de grupo, pessoas reunidas com um propósito comum que buscam ajudar umas às outras. Ao Alex, que mesmo fora do grupo se dispôs a me auxiliar na compreensão das análises do *Vector Coding*, ao Leandro, que também esteve ali para me ajudar nesse mundo da cinemática, à Carla, que se desdobrou em conseguir me ajudar com os médicos e com os pacientes que fizeram parte deste estudo, à Aline, companheira de coletas e de desesperos, à Cláudia, Ihan, Shigueo, Gabriel e a todos que se dispuseram a ir no HU de final de semana, com frio, sol, de manhã, à tarde, para as coletas ou para os “bolos” que levamos de alguns... Enfim, a todos àqueles que se dispuseram a ajudar, seja pontuando questionários, imprimindo fichas, descolando a fita dos marcadores, nomeando “as bolinhas” ou simplesmente jogando conversa fora.

Ao professor Felipe e ao seu grupo, que me acolheu por um período no Laboratório de Biomecânica Aplicada da UEL, me auxiliando com conselhos, discussão de modelos biomecânicos e cálculos no *Matlab*. Em especial ao Felipe, que não mediu esforços a tentar ajudar no “meio” do doutorado, que com suas “críticas”, cutucões e discussões, às vezes acaloradas, me impulsionou e me empurrou a buscar o

conhecimento, com certeza você foi muito essencial nesse trabalho. Não posso ser injusta e não mencionar as ajudas no *backstage* até mesmo com o Hórus, quando descobri que ele não estava enxergando. Você sempre foi preocupado com o bem-estar de todos e sou muito grata.

Aos meus amigos e amigas, que sempre me ouviram nas minhas angústias, que me animaram quando eu estava pra baixo, que me apoiaram e que me surpreenderam em vários momentos. Não vou citar todos para não ser injusta e acabar esquecendo de alguém, mas todos são importantes e se fizeram presentes, principalmente agora com o *baby* a caminho. Aos grupos “*Goodvibes na marra*”, “*Meninas da Bem*”, “*48*”, “*Chá Virtual da Mari*”, “*Abobrinha*”, “*Muay Thai*”, amo muito vocês!

Não poderia deixar de agradecer ao Dr. César Macedo e ao Dr. Gabriel Castro do Instituto da Coluna e Dor, que aceitaram me ajudar nessa empreitada e que estavam bem ansiosos para meu sucesso nas coletas e nesse trabalho. Eles abriram as portas dos seus consultórios e expuseram seus procedimentos para o bem da ciência sempre muito bem dispostos. Às secretárias e profissionais da clínica, que me auxiliaram na seleção dos pacientes que se encaixavam nos critérios de inclusão, sem elas e sem a Carlinha, nada disso seria possível! Claro que não poderia deixar de agradecer aos pacientes, que na semana da cirurgia, no momento de maior dor, com a ansiedade de passar por um procedimento cirúrgico, aceitaram participar do estudo e foram até o HU, inclusive aos finais de semana e compareceram nas avaliações, caminhando com roupas “de banho” por várias e várias vezes, em 4 dias diferentes. Vocês são demais!

Agradeço também aos professores da banca de qualificação e de defesa, que dispuseram seu tempo (tempo é dinheiro) para ler, reler e dar suas sugestões e contribuir neste trabalho. Com certeza vocês são mais que essenciais!

À CAPES e ao PPG Associado em Educação Física UEL/UEM, pela bolsa de doutorado, importante aliada para possibilitar a minha dedicação neste trabalho e ao Edital nº 04/2013 da Fundação Araucária/PPSUS/SESAPR/MSDecit/CNPq que proporcionou à aquisição das câmeras optoeletrônicas utilizadas neste trabalho.

À empresa Carci, em especial ao Orlando, que não mediu esforços e sempre se colocou à disposição para ajudar com os *softwares*, câmeras e plataforma.

Enfim, a cada pessoa que passou pela minha vida nesses anos, cada um com seu “eu” acrescentou um pouco de si em mim e me fez crescer pessoalmente e profissionalmente. Só tenho a agradecer! Muito obrigada!

“Deixem que o futuro diga a verdade e avalie cada um de acordo com o seu trabalho e realizações. O presente pertence a eles, mas o futuro pelo qual eu sempre trabalhei pertence a mim”

(Nikola Tesla)

SILVA, Mariana Felipe. **Análise de coordenação entre coluna torácica, lombar e pelve de pacientes com lombalgia específica no pré e pós-operatório**. 2020. 121 f. Tese (Doutorado em Educação Física) –Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2020.

RESUMO

A lombalgia tem alta prevalência na população adulta e pode levar a alterações do padrão de marcha e coordenação entre os segmentos da coluna quando comparado a indivíduos assintomáticos. A hérnia discal lombar e a estenose do canal vertebral são umas das principais causas de lombalgia específica com sintomas que alteram a marcha desses pacientes. A cirurgia para correção dessas disfunções pode ser necessária para o tratamento e estudos demonstraram que a marcha de indivíduos após intervenção cirúrgica assemelha-se a de indivíduos controle devido à melhora dos sintomas, porém pode levar a alterações nas articulações adjacentes. Mudanças nos padrões de coordenação dos movimentos podem ser indicativos de disfunções e estudos com indivíduos com lombalgia demonstram uma coordenação entre segmentos da lombar e pelve em fase. Desta forma, o objetivo geral do trabalho é avaliar as diferenças entre os padrões de coordenação dos segmentos torácicos (superior e inferior), lombares (superior e inferior) e pélvico por meio do *Vector Coding* além de desfechos clínicos (dor e funcionalidade) de pacientes submetidos a cirurgias para correção de hérnias lombares ou estenose do canal vertebral lombar no período pré e pós-operatórios de um, três e seis meses durante a marcha em velocidade confortável e rápida comparados a indivíduos controle. Este estudo está dividido em dois artigos, o primeiro busca diferenças entre a frequência dos padrões de coordenação de pacientes com diferentes diagnósticos de lombalgia específica (estenose lombar ou hérnia discal lombar) e indivíduos controle durante a marcha em duas velocidades (confortável e rápida); o segundo investiga os ângulos de acoplamento dos padrões de coordenação, bem como desfechos clínicos (intensidade da dor e funcionalidade) entre pacientes com hérnia discal lombar submetidos a procedimentos cirúrgicos nos períodos pré e pós-operatórios de um, três e seis meses, comparados a indivíduos assintomáticos durante a marcha em velocidade confortável. Em ambos os artigos, os dados foram coletados por meio de um sistema de cinemática composto por 10 câmeras optoeletrônicas *Oqus 400* (*Qualisys Medical AB, Gothenburg, Suécia*) com uma taxa de aquisição de 240 Hz. Para o primeiro artigo, foram incluídos vinte e um sujeitos divididos em três grupos: hérnia (n = 6), estenose (n = 4) e controle (n = 11). Foram calculadas as frequências dos padrões de coordenação durante a fase de apoio, oscilação e ciclo total da marcha e foram encontradas diferenças entre todos os grupos com diferenças dependentes da velocidade. Os pacientes com estenose foram o que apresentaram maiores diferenças em relação aos demais grupos, principalmente no plano sagital nos segmentos pelve e lombar inferior e em velocidades rápidas da marcha. Para o segundo artigo, dezoito participantes foram divididos em dois grupos: hérnia (n = 7) e controle (n = 11). Foram avaliados os desfechos clínicos de intensidade da dor e funcionalidade além dos padrões de coordenação durante todo o ciclo da marcha, ponto a ponto por meio da

estatística circular. A intensidade da dor reduziu no 1º Pós-Operatório (PO) (Dif.Média (DM) = 3,4; $P = 0,001$), no 3º PO (DM = 6,0; $P < 0,001$) e no 6º PO (DM = 5,0; $P < 0,001$) comparado ao pré-operatório; a funcionalidade apresentou melhora no 1º PO (DM = 3,8; $P = 0,025$) e no 3º PO (DM = 7,4; $P < 0,001$), porém não se manteve no 6º PO. Quanto aos padrões de coordenação, diferenças foram observadas entre os grupos principalmente no plano transversal, na fase de oscilação da marcha, entre os segmentos pelve e lombar inferior. Após a cirurgia, grande parte das diferenças encontradas nos pacientes com hérnia no pré-operatório se igualam ao grupo controle após um mês. Conclui-se que pacientes com diferentes diagnósticos de lombalgia específica apresentam estratégias distintas nos padrões de coordenação e que pacientes com estenose do canal vertebral apresentam dificuldade nas transições de velocidade confortável para rápida. Ainda, pacientes com hérnia, quando submetidos a cirurgia, apresentam melhora nos desfechos clínicos e aproximam-se dos controles quanto aos padrões de coordenação.

Palavras-chave: dor lombar; hérnia discal; estenose espinal; marcha; fenômenos biomecânicos; coluna lombar.

SILVA, Mariana Felipe. **Coordination analysis of thoracic, lumbar, and pelvic of patients with specific low back pain at the pre-and-postoperative periods.** 2020. 121 f. Thesis (PhD in Physical Education) - Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2020.

ABSTRACT

Low back pain is highly prevalent in the adult population and can lead to changes in gait and coordination patterns between spine segments when compared to asymptomatic individuals. Lumbar disc herniation and spinal canal stenosis are one of the main causes of specific low back pain with symptoms that alter the gait of these patients. Surgery to correct these dysfunctions may be necessary for treatment and studies have shown that the gait of individuals after surgical intervention is similar to that of control individuals due to the improvement of symptoms but can lead to changes in adjacent joints. Changes in coordination patterns may be indicative of dysfunctions and studies with individuals with low back pain demonstrate that coordination between segments of the lower back and pelvis is more in-phase. Thus, the general aim of the study is to evaluate the differences between the patterns of coordination of the thoracic (upper and lower), lumbar (upper and lower) and pelvic segments through Vector Coding technique in addition to clinical outcomes (pain and functional status) of patients who have undergone surgery to correct lumbar hernia or stenosis of the lumbar spine in the pre-and- postoperative period of one, three, and six months during walking at a comfortable and fast velocity compared to control subjects. Data were collected by a kinematic analysis system composed by 10 optoelectronic cameras *Oqus 400 (Qualisys Medical AB, Gothenburg, Sweden)* with a sampling rate of 240 Hz in both studies. This study is divided into two manuscripts, the first sought differences between the frequency of coordination patterns of patients with different diagnoses of specific low back pain (lumbar stenosis or lumbar disc herniation) and control subjects during walking at two velocities (comfortable and fast); the second investigated the coupling angles of the coordination patterns, as well as clinical outcomes (pain intensity and functional status) among patients with lumbar herniated disc who have undergone surgical procedures at the pre-and-postoperative periods of one, three, and six months compared to asymptomatic individuals during walking at a comfortable velocity. For the first manuscript, twenty-one participants were included, divided into three groups: hernia ($n = 6$), stenosis ($n = 4$), and control ($n = 11$). The frequencies of the coordination patterns during the support phase, oscillation, and total gait cycle were calculated and differences were found between all groups with velocity-dependent differences. The participants with stenosis showed the greatest differences in relation to the other groups, mainly in the sagittal plane in the pelvis and lower lumbar segments and at fast gait velocities. For the second manuscript, eighteen participants were divided into two groups: hernia ($n = 7$) and controls ($n = 11$). Clinical outcomes of pain intensity and functional status, as well as coordination patterns throughout the gait cycle, point to point, were evaluated using circular statistics. The intensity of pain decreases on the 1st P_{ost}O_{perative} (PO) (M_{ean}D_{ifference} (MD) = 3.4; $P = 0.001$), on the 3rd PO (MD = 6.0; $P < 0.001$), and on the 6th PO (MD = 5.0; $P < 0.001$)

compared to pre-operative phase; the functional status showed improvement in the 1st PO (MD = 3.8; $P = 0.025$) and in the 3rd PO (MD = 7.4; $P < 0.001$), however it is not maintained in the 6th PO. As for the coordination patterns, differences were observed between the groups, mainly in the transversal plane, in the phase of gait oscillation, between the pelvis and lower lumbar segments. After surgery, most of the differences found in patients with hernia in the preoperative period are equal to the control group after one month. In conclusion, different diagnosis of specific low back pain leads to alteration in strategy of coordination patterns, and patients with stenosis presented difficulties in velocity transition of comfortable to fast. Still, patients with disc herniation after surgery improved clinical outcomes and related to coordination patterns, coming close to control group.

Keywords: low back pain; intervertebral disc displacement; spinal stenosis; gait; biomechanical phenomena; spine.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** - Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Pelve e Lombar Inferior durante as fases da marcha. (A) Velocidade confortável; (B) Velocidade rápida..... 42
- Figura 2** - Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Lombar Inferior Lombar Superior durante as fases da marcha. (A) Velocidade confortável; (B) Velocidade rápida..... 43
- Figura 3** - Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Lombar Superior e Torácica Inferior durante as fases da marcha. (A) Velocidade confortável; (B) Velocidade rápida..... 44
- Figura 4** - Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Torácica Inferior e Torácica Superior durante as fases da marcha. (A) Velocidade confortável; (B) Velocidade rápida..... 45
- Figura 5** - Ângulos de acoplamento entre Pelve e Lombar Inferior..... 70
- Figura 6** - Ângulo de acoplamento entre Lombar inferior e Lombar Superior 72
- Figura 7** - Ângulo de acoplamento entre Lombar superior e Torácica Inferior... 74
- Figura 8** - Ângulo de acoplamento entre Torácica Inferior e Torácica superior . 76

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Características da amostra.....	41
Tabela 2 -	Categorização dos ângulos de acoplamento	66
Tabela 3 -	Comparação dos desfechos clínicos dos pacientes com hérnia discal lombar no pré-operatório, 1º, 3º e 6º PO	69

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

1MT	Primeiro metatarso
3MT	Terceiro metatarso
5MT	Quinto metatarso
ADM	Amplitude de movimento
AVDs	Atividades de vida diária
CNS	Conselho Nacional de Saúde
CRP	<i>Continuous Relative Phase</i>
DP	Desvio-padrão
EEG	Equações de Estimativas Generalizadas
EIAS	Espinha ilíaca ântero-superior
EIPS	Espinha ilíaca pósterio-inferior
EL	Epicôndilo lateral do fêmur
EM	Epicôndilo medial do fêmur
EVA	Escala Visual Análoga
GC	Grupo controle
GE	Grupo estenose
GH	Grupo hérnia
ML	Maléolo lateral
MM	Maléolo medial
PO	Pós-operatório
T	Trocânter maior do fêmur
TC	Tendão calcâneo
TCLE	Termo de consentimento livre e esclarecido
UEL	Universidade Estadual de Londrina
VC	<i>Vector Coding</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
2	OBJETIVOS	27
3	HIPÓTESES	29
4	RESULTADOS	31
	ARTIGO 1: PADRÃO DE COORDENAÇÃO MULTISEGMENTAR DA COLUNA DURANTE A MARCHA DE PACIENTES COM LOMBALGIA ESPECÍFICA E SUJEITOS CONTROLE	33
	ARTIGO 2: PADRÃO DE COORDENAÇÃO MULTISEGMENTAR DA COLUNA DE PACIENTES COM HÉRNIA DISCAL LOMBAR PRÉ E PÓS DISCECTOMIA COMPARADO A INDIVÍDUOS ASSINTOMÁTICOS	60
5	CONCLUSÃO	86
	REFERÊNCIAS	87
	ANEXOS	97
	ANEXO 1: Parecer consubstanciado do CEP	97
	ANEXO 2: Questionário de incapacidade de Roland Morris – RMDQ	100
	APÊNDICES	101
	APÊNDICE A: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	101
	APÊNDICE B: Posicionamento dos marcadores.....	103
	APÊNDICE C: Ficha de Avaliação	104
	APÊNDICE D: Representação visual dos padrões de coordenação em fase e anti-fase nos três planos.....	106

APÊNDICE E: Diagnósticos dos pacientes incluídos no estudo.....	107
APÊNDICE F: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Pelve e Lombar inferior na fase de apoio da marcha	108
APÊNDICE G: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Pelve e Lombar inferior na fase de oscilação da marcha	109
APÊNDICE H: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Pelve e Lombar inferior no ciclo total da marcha	110
APÊNDICE I: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Lombar inferior e Lombar superior na fase de apoio da marcha.....	111
APÊNDICE J: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Lombar inferior e Lombar superior na fase de oscilação da marcha	112
APÊNDICE K: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Lombar inferior e Lombar superior no ciclo total da marcha	113
APÊNDICE L: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Lombar superior e Torácica inferior na fase de apoio da marcha.....	114
APÊNDICE M: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Lombar superior e Torácica inferior na fase de oscilação da marcha	115
APÊNDICE N: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Lombar superior e Torácica inferior no ciclo total da marcha.....	116
APÊNDICE O: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Torácica inferior e Torácica superior na fase de apoio da marcha.....	117

APÊNDICE P: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Torácica inferior e Torácica superior na fase de oscilação da marcha	118
APÊNDICE Q: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Torácica inferior e Torácica superior no ciclo total da marcha.....	119
APÊNDICE R: Ficha de controle das distâncias entre os marcadores	120
APÊNDICE S: Características dos pacientes incluídos no estudo	121

1 INTRODUÇÃO

A lombalgia é caracterizada por uma condição médica ou psicológica associada à dor na região da coluna lombar e/ou glúteos com ou sem irradiação para os membros inferiores que pode estar relacionada a alteração de mobilidade dos segmentos torácicos, lombares ou região sacro-ilíaca (Delitto *et al.*, 2012). É uma das principais disfunções responsáveis por incapacidade funcional na população brasileira (Nascimento e Costa, 2015) e afeta aproximadamente 80 % da população adulta em algum momento da vida (Maher *et al.*, 2017; Dreischarf *et al.*, 2015; Hoy *et al.*, 2010). Apesar de afetar a população em geral, estudos demonstram que há uma maior prevalência em mulheres, além de uma relação significativa com o aumento da idade, com altas prevalências em idades entre 60-65 anos (Delitto *et al.*, 2012).

De acordo com a duração dos sintomas, a lombalgia é classificada em aguda, com até 1 mês de sintomas; subaguda, de 2 a 3 meses a partir do primeiro episódio; ou em crônica, com período maior que 3 meses de duração dos sintomas (Delitto *et al.*, 2012). Apesar dessa classificação, há uma discussão sobre essa definição, uma vez que a lombalgia possui características de recorrência nos episódios de agudização dos sintomas, ou seja, um paciente pode apresentar em um ano vários episódios de lombalgia aguda, com duração menor que 30 dias (Delitto *et al.*, 2012; Carey *et al.*, 1999; Anderson, 1999). Os fatores que podem aumentar a probabilidade de recorrência da dor lombar são o histórico de episódios prévios (Stanton *et al.*, 2008), excesso ou falta de mobilidade na coluna ou em articulações adjacentes (Kulig *et al.*, 2007), intensidade dos sintomas ou ainda fatores psicológicos (Delitto *et al.*, 2012; Hamberg-van *et al.*, 2007). Desta maneira, a classificação mais aceita pela literatura é em aguda, subaguda, transitória, recorrente ou crônica (Delitto *et al.*, 2012).

Quanto à etiologia, a lombalgia pode ser classificada em não específica, quando não há causa conhecida para os sintomas, com uma prevalência de aproximadamente 70 % das lombalgias (Maher *et al.*, 2017), ou em específica, com causa diagnosticada, dentre as quais destacam-se as doenças degenerativas dos discos ou hérnias lombares e a estenose do canal vertebral, com prevalências de 4 a 10 % e 3 % respectivamente

entre as dores lombares (Dreischarf *et al.*, 2015; Golob e Wipf, 2014; Delitto *et al.*, 2012; Hoy *et al.*, 2010).

A hérnia de disco lombar é uma das principais causas de lombalgia com sintomas de irradiação para os membros inferiores com ou sem a presença de espasmos musculares, sensação de parestesia e perda de força muscular de membros inferiores (Hao *et al.*, 2017). De modo geral, as hérnias podem ser classificadas quanto ao local em que ocorre a protusão (central, paramediana ou foraminal), de acordo com o grau de protusão (protusa, extrusa ou protuberante, também denominada protusa concêntrica), ou ainda segundo sua morfologia, baseada em exames de imagens e achados cirúrgicos (com ruptura, sem ruptura ou sequestrada) (Hao *et al.*, 2017; Vialle *et al.*, 2010). O tratamento desta condição pode ser conservador e consiste em administração de medicamentos analgésicos ou anti-inflamatórios, injeções de analgésicos e corticóides para bloqueios das raízes nervosas afetadas, fisioterapia com prescrição de exercícios, alongamentos e relaxamento (Vialle *et al.*, 2010; Van den Hout *et al.*, 2008; Peul *et al.*, 2008). O tratamento conservador tem como principais objetivos o alívio da dor, recuperação neurológica e retorno as atividades de vida diária (AVDs). Uma vez que não há resposta ao tratamento conservador por um período maior que 6 semanas, há a indicação de tratamento cirúrgico para os pacientes que apresentam parestesia ou déficits motores importantes (Vialle *et al.*, 2010; Van den Hout *et al.*, 2008; Peul *et al.*, 2008). A cirurgia é realizada com a finalidade de descompressão das estruturas afetadas e pode ser realizada de várias maneiras, como em cirurgias abertas, como discectomia tradicional ou laminectomia, ou em cirurgias minimamente invasivas com o uso de endoscópios, como a microdiscectomia que é a retirada apenas do fragmento herniado sem invasão do espaço discal (Vialle *et al.*, 2010; Ruetten *et al.*, 2008). Estudos têm demonstrado que as técnicas minimamente invasivas possuem melhores resultados tanto clínicos quanto biomecânicos com diminuição de reincidência de lombalgia ou da recorrência da hérnia, uma vez que o aumento da lesão discal pela cirurgia tradicional pode acarretar em processos degenerativos (Li *et al.*, 2018; Akinduro *et al.*, 2017; Vialle *et al.*, 2010; Ruetten *et al.*, 2008).

A estenose do canal vertebral refere-se ao estreitamento do canal medular ou do forame intervertebral, o que pode ocasionar a compressão de estruturas neurovasculares. Suas causas podem estar relacionadas a alterações estruturais da coluna tais quais hipertrofia facetária ou ligamentar, diminuição da altura do disco intervertebral ou presença de osteófitos, alterações comuns na população maior de 65 anos (Zaina *et al.*, 2016; Overdevest *et al.*, 2015; Chad, 2007; Atlas *et al.*, 2005). O principal sintoma apresentado por essa condição é a claudicação com dor persistente nos membros inferiores, mal localizadas e geralmente exacerbadas com a caminhada ou posição em pé, com melhora ao repouso e posturas com flexão lombar (Overdevest *et al.*, 2015). Outros sintomas incluem dificuldade de equilíbrio, alteração sensorial nos membros inferiores com diminuição de força muscular, principalmente da região glútea (Zaina *et al.*, 2016; Overdevest *et al.*, 2015, Tomkins-Lane *et al.*, 2012; Chad, 2007). O tratamento para estenose lombar inclui condutas conservadoras com fisioterapia, medicamentos e exercícios, porém, procedimentos cirúrgicos como laminectomia, artrodese, colocação de implantes minimamente invasivos ou próteses podem ser necessários (Zaina *et al.*, 2016; Haig *et al.*, 2010). Dentre as cirurgias realizadas para esta condição, a laminectomia, que é a remoção uni ou bilateral do arco vertebral com ou sem ressecção do processo espinhoso ou dos ligamentos interespinhoso e supraespinhoso, é o procedimento mais comumente realizado (Overdevest *et al.*, 2015).

A lombalgia pode ocasionar alterações na coluna e segmentos adjacentes e estudos procuram avaliar e medir de forma confiável estes movimentos, uma vez que estes são essenciais para a compreensão dos mecanismos de mudanças entre segmentos (Needham *et al.*, 2016; Lao *et al.*, 2016; Steele *et al.*, 2014; Cakir *et al.*, 2009; Lee, 2002). Nos últimos anos, estudos biomecânicos buscaram demonstrar as alterações que ocorrem na coluna lombar após cirurgias tanto para hérnia discal quanto para estenose (Karakasli *et al.*, 2014; Khiami *et al.*, 2013; Eskander *et al.* 2007; Rao *et al.*, 2005; Little *et al.*, 2004). Modelos utilizando cadáveres ou modelos de elementos finitos foram testados após cirurgias para implantes de dispositivos, discectomia e artrodeses com diferentes tipos de fixação (Dreischarf *et al.*, 2015; Karakasli *et al.*, 2014; Ilharreborde *et al.*, 2011; Lo *et al.*, 2011; Eskander *et al.* 2007; Rao *et al.*, 2005; Little *et al.*, 2004). As alterações biomecânicas como momentos articulares e amplitude

de movimento (ADM) nos segmentos adjacentes aos que sofreram a intervenção foram avaliados por meio de sistemas de câmeras tridimensionais de captura de movimento (Little *et al.*, 2004), transdutores para análise das pressões intradiscais ou inclinômetros durante movimentos de flexão, extensão e rotação (Khiami *et al.*, 2013; Karakasli *et al.*, 2014; Eskander *et al.* 2007; Rao *et al.*, 2005).

De acordo com Khiami *et al.* (2013) a fixação rígida mostrou-se uma alternativa viável para melhorar a estenose lombar uma vez que abre o canal vertebral. Outros estudos observaram que apesar da ADM geral da coluna não apresentar alterações, os segmentos vertebrais adjacentes após procedimentos de artrodese ou implantes de discos artificiais nos modelos apresentam alteração cinemática segmentar, com uma maior mobilidade, conseqüentemente maior instabilidade, o que pode ocasionar em degeneração das facetas articulares além de aumentar a tensão dos ligamentos e cápsulas articulares adjacentes (Dreischarf *et al.*, 2015; Karakasli *et al.*, 2014; Rohlmann *et al.*, 2009; Eskander *et al.* 2007; Rao *et al.*, 2005; Little *et al.*, 2004). Além disso, a pressão intradiscal é aumentada nos segmentos adjacentes à cirurgia e somado a instabilidade articular, pode causar estímulos supra limiares aos neurônios mecanicamente sensíveis o que ocasiona dor durante os movimentos, principalmente de flexão, com possíveis pioras clínicas nos pacientes (Karakasli *et al.*, 2014; Rohlmann *et al.*, 2009; Eskander *et al.* 2007; Rao *et al.*, 2005; Little *et al.*, 2004).

Embora estudos com modelos e espécimes de cadáveres serem de extrema importância, imagens radiológicas podem ser consideradas como uma técnica com boa acurácia para a medida de movimentos inter-segmentares da coluna vertebral *in vivo* (Needham, *et al.*, 2016, Lee *et al.*, 2002). Cakir *et al.* (2009) avaliaram por meio de raio x a ADM entre os segmentos adjacentes além da ADM total da coluna lombar de 26 pacientes com estenose lombar e instabilidade entre as vértebras L4 e L5 antes e 24 meses após dois tipos de procedimentos cirúrgicos para fusão monosegmentar. Foram avaliados movimentos de flexão e extensão de coluna e os autores encontraram uma redução da ADM global da coluna lombar após a cirurgia, porém sem alterações nas articulações adjacentes (Cakir *et al.*, 2009). Já Champain *et al.* (2007) avaliaram 49 pacientes submetidos à artrodese lombosacral após discectomia lombar após aproximadamente 5 anos de pós-operatório durante movimentos de flexão e extensão

de coluna utilizando raio x. De modo contrário a Cakir *et al.*, (2009), os autores concluíram que pode ocorrer a degeneração das articulações adjacentes daquelas submetidas às cirurgias com uma correlação significativa entre os desfechos clínicos de claudicação durante a marcha, crises de dores lombares, sintomas radiculares, uso de medicamentos e déficit neurológico (Champain *et al.*, 2007).

Apesar de ter boa acurácia, a radiação é um método invasivo e a exposição recorrente dos pacientes a esta técnica pode ser prejudicial à saúde (Lao *et al.*, 2016). Desta maneira, como alternativa para a análise biomecânica desses pacientes alguns estudos investigaram a coluna lombar por meio da ressonância magnética cinética, que permite a avaliação do paciente em posturas de flexão ou extensão de tronco com descarga de peso (Lao *et al.*; 2016; Splendiani *et al.*, 2014; Tarantino *et al.*, 2013; Tan *et al.*, 2012; Zou *et al.*, 2008; Karadimas *et al.*; 2006). Lao *et al.* (2016) investigaram o movimento dos segmentos adjacentes à vértebra com hérnia discal lombar e os autores defendem que a degeneração e desenvolvimento de alterações nos segmentos adjacentes estão mais relacionados ao estresse biomecânico sofrido em procedimentos de fusão vertebral do que a fatores intrínsecos e desta forma dispositivos que permitam movimentos intervertebrais devem ser preferidos em cirurgias para esta condição.

Contudo, um estudo investigou os efeitos e diferenças entre procedimentos de fusão ou colocação de prótese dinâmica em pacientes com herniação discal após 10 anos de cirurgia e apesar dos pacientes de ambos os grupos apresentarem melhoras em desfechos clínicos como dor, qualidade de vida e função, foram observadas degenerações discas dos segmentos adjacentes (Meir *et al.*, 2013). Ainda, alguns pacientes que foram submetidos à colocação de prótese necessitaram passar por nova cirurgia para artrodese, o que melhorou de forma modesta a degeneração adjacente, passando de uma taxa de 67 % de degeneração discal para 40 % após a conversão cirúrgica em fusão vertebral (Meir *et al.*, 2013).

Os movimentos da coluna são complexos e tridimensionais e sua avaliação durante atividades dinâmicas e AVDs faz-se necessária (Needham *et al.*, 2016). Sistemas de análise tridimensionais de marcha utilizando marcadores fixados em pontos anatômicos foram desenvolvidos por serem um método não-invasivo e que permitem a avaliação de indivíduos em contextos clínicos e de vida diária (Schurr *et al.*,

2017; Needham *et al.*, 2016). Esses sistemas são confiáveis e determinam com precisão movimentos em múltiplos planos e dimensões (Nakagawa *et al.*, 2014; Ford *et al.*, 2007). Desta maneira, estudos biomecânicos e de cinemática investigaram a marcha de pacientes com lombalgia e demonstraram que estes apresentam menor ADM principalmente nos planos transversal e frontal comparado a indivíduos controle (Christe *et al.*, 2017; Christe *et al.*, 2016; Needham *et al.*, 2016; Gombatto *et al.*, 2015).

Devido aos seus sintomas e limitações que são, muitas vezes, dependentes da postura com piora na posição ortostática e com melhora ao repouso ou postura de flexão, os pacientes com hérnias ou estenose lombares reduzem sua capacidade de caminhada (Hao *et al.*, 2017; Zaina *et al.*, 2016) ou alteram o padrão de marcha comparados a indivíduos assintomáticos (Bumann *et al.*, 2020; Kuai *et al.*, 2018; Shin *et al.*, 2018; Kuai *et al.*, 2017). Os pacientes com hérnia lombar apresentam redução nos movimentos da coluna lombar no plano sagital e aumentam no plano transversal (Kuai *et al.*, 2017) com dificuldade na manutenção do ritmo do movimento da coluna principalmente durante a fase de oscilação da marcha (Kuai *et al.*, 2018), enquanto pacientes com estenose apresentam maior restrição no plano transversal (Bumann *et al.*, 2020), principalmente na pelve (Shin *et al.*, 2018).

Uma vez que se sabe que pacientes com lombalgia de causa específica apresentam alterações no padrão de marcha, estudos avaliaram indivíduos submetidos a procedimentos cirúrgicos antes e após a intervenção por meio de análises cinemáticas (Kuwahara *et al.*, 2016; Stief *et al.*, 2015). Kuwahara *et al.* (2016) avaliaram a marcha de pacientes submetidos a cirurgia de descompressão para estenose lombar antes e após 1 mês do procedimento comparado a controles por meio de câmeras optoeletrônicas e concluíram que após a cirurgia os pacientes apresentaram melhora dos sintomas clínicos como dor, função, capacidade de caminhada, saúde mental e participação social além de aumentarem os movimentos da coluna torácica, lombar e pelve, aproximando-se de indivíduos controle. Ainda, foi observado no período pré-operatório que os movimentos da coluna lombar se mostravam alterados mesmo sem a ocorrência de claudicação neurogênica intermitente, característica deste tipo de paciente (Kuwahara *et al.*, 2016). Da mesma forma, Stief *et al.* (2015) avaliaram a marcha e movimentos de tronco no pré e pós-operatório de 6 meses de pacientes

submetidos a artrodese mono ou bissegmentar com sistema de captura cinemática. No pós-operatório foi encontrada melhora nos parâmetros da marcha, como velocidade, distância percorrida, comprimento do passo, e apesar da diminuição da flexão anterior de tronco, os pacientes aproximaram-se dos indivíduos controle (Stief *et al.*, 2015).

Ambos os estudos de Kuwakara *et al.* (2016) quanto de Stief *et al.* (2015) utilizaram modelos biomecânicos que consideram a coluna lombar como um segmento único. Estudos com indivíduos saudáveis já demonstraram que as regiões superiores e inferiores da coluna lombar apresentam movimentos diferentes, desta maneira, a cinemática da coluna lombar pode apresentar diferenças quando avaliada por modelos uni ou multisegmentares (Christe *et al.*, 2016; Leardini *et al.*, 2011; Mitchell *et al.*, 2008). Além disso, Crosbie *et al.* (2013) verificaram que pacientes com queixas de dor lombar podem apresentar alterações cinemáticas também na região da coluna torácica, o que torna de extrema importância a avaliação de pacientes com alterações da coluna lombar por meio de modelos multisegmentares de torácica-lombar-pelve, considerando torácica superior e inferior, lombar superior e inferior e pelve (Christe *et al.*, 2016).

Durante a marcha, os segmentos adjacentes apresentam uma relação cíclica entre eles e entre os diferentes planos de movimento e a habilidade de manter essa relação de modo apropriado é definida como coordenação (Park *et al.*, 2016). Análises de coordenação possibilitam a compreensão das características do movimento e não apenas dos ângulos articulares. Essas análises são geralmente realizadas por três técnicas, o *Discrete Relative Phase* (DRP) que avalia o tempo de um evento chave em cada ângulo do movimento, o *Vector Coding* (VC) que é uma medida baseada em medidas espaciais por meio de um gráfico ângulo-ângulo e o *Continuous Relative Phase* (CRP), calculado a partir dos planos gerados por um gráfico de posição angular *versus* velocidade angular (Hamill *et al.*, 2012; Miller *et al.*, 2010). Os métodos mais utilizados para este fim são o CPR e o VC e alguns estudos defendem que o VC tem a vantagem sobre o CPR por possuir menos derivadas de altas ordens para os cálculos e permitir inferências de acordo com os sinais originais de posição o que facilita a interpretação e consequente implementação clínica (Silvernail *et al.*, 2018; Floria *et al.*, 2018; Needham *et al.*, 2015; Lamb e Stockl, 2014; Hamill *et al.*, 2012; Miller *et al.*, 2010; Chang *et al.*, 2008).

Após o cálculo do VC são utilizados os ângulos de acoplamento formados pelos vetores adjacentes entre 2 pontos sucessivos em relação a horizontal, com resultados que variam de 0 a 360 °. Os ângulos de acoplamento são, então, dividido em faixas a cada 45 ° e categorizados em 4 padrões de movimentos entre os segmentos: movimentos na mesma direção ou em fase, movimentos em direções opostas ou anti-fase ou com o predomínio de um segmento em relação ao outro (Needham *et al.*, 2015; Lamb e Stockl, 2014; Hamill *et al.*; 2012; Chang *et al.*, 2008; Hamill *et al.*, 2000). Essas análises têm sido utilizadas para a observação de fenômenos relacionados à performance, predisposição ou indicação de lesões (Seay *et al.*, 2011a; Chang *et al.*, 2008; Lamothe *et al.*, 2002). Lamothe *et al.* (2002) observaram que para uma adequada movimentação dos membros há a necessidade de uma boa estabilidade do corpo e isso é conseguida a partir de uma boa coordenação entre os segmentos do tórax e da pelve. A coordenação entre os segmentos pelve e tórax foram avaliados durante a marcha em sujeitos normais em diferentes velocidades e observou-se que os segmentos apresentam movimentos em fase em baixas velocidades com passagem para movimentos em anti-fase conforme o aumento da velocidade (Wu *et al.*, 2014; Seay *et al.*, 2011b; Lamothe *et al.*, 2006; Lamothe *et al.*, 2002). Já em sujeitos com lombalgia, os estudos demonstram que mesmo com o aumento da velocidade os segmentos permanecem em fase, diferente do observado em sujeitos saudáveis (Seay *et al.*, 2011b; Lamothe *et al.*, 2006). Huang *et al.* (2011) avaliaram os padrões de coordenação entre a pelve e tórax de pacientes com hérnia lombar e compararam a indivíduos controle por meio da técnica de *Relative Fourier Phase* e encontraram que os pacientes com lombalgia apresentam diferentes adaptações intersegmentares de coordenação, principalmente com o aumento da velocidade durante a marcha. De maneira geral, estudos de coordenação envolvendo sujeitos com dor lombar demonstraram que estes pacientes apresentam menor coordenação entre os segmentos de tórax, lombar e pelve, com movimentos caracterizados como “em bloco” (Muller *et al.*, 2015; Huang *et al.*, 2011; Seay *et al.*, 2011).

Sabe-se que pacientes com estenose do canal vertebral ou hérnia discal lombar diminuem sua capacidade de caminhada (Hao *et al.*, 2017; Zaina *et al.*, 2016) e apresentam alteração nos movimentos da coluna e pelve (Kuai *et al.*, 2018; Kuai *et al.*,

2017) e nos padrões de coordenação intersegmentares (Muller *et al.*, 2015; Huang *et al.*, 2011; Seay *et al.*, 2011). Além disso, como alternativa de tratamento, os pacientes são submetidos à cirurgias para correção dessa condição e os estudos utilizando modelos ou avaliações radiológicas são controversos a respeito dos efeitos nas mobilidades e alterações nas articulações adjacentes (Zaina *et al.*, 2016; Dreischarf *et al.*, 2015; Meir *et al.*, 2013; Vialle *et al.*, 2010; Cakir *et al.*, 2009; Champain *et al.*, 2007). Estudos com cinemática em períodos pré e pós-operatórios observaram bons resultados nos períodos após intervenção, porém o *follow-up* avaliado foi de apenas 1 (Kuwahara *et al.*, 2016) ou 6 meses (Stief *et al.*, 2015) e o acompanhamento temporal desses pacientes por três períodos de *follow-up* pode demonstrar de forma mais clara a evolução do paciente após a cirurgia. Ademais, os modelos biomecânicos utilizados consideraram a coluna lombar como um único segmento enquanto outros estudos demonstraram que modelos multisegmentares podem ter maior relevância para a avaliação lombar (Kuai *et al.*, 2017; Christe *et al.*, 2016). Ainda, estudo algum avaliou padrões de coordenação entre os segmentos e o efeito de duas velocidades de caminhada em períodos pré e pós-operatórios de pacientes com alterações lombares.

Desta forma, as perguntas que poderão ser respondidas neste estudo são: 1) os desfechos clínicos poderão apresentar melhoras a cada avaliação?; 2) os pacientes no período pré-operatório poderão apresentar padrões de movimentos em fase entre os segmentos diferentes de indivíduos controle?; 3) ao longo do tempo, os pacientes poderão apresentar maior mobilidade dos segmentos adjacentes à cirurgia com uma mudanças no padrão de coordenação aproximando-se de indivíduos controle? e 4) em velocidade rápida as alterações nos padrões de coordenação poderão ser mais aparentes do que em velocidade confortável ?

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Avaliar padrões de coordenação por meio da técnica de *Vector Coding* da coluna e pelve de pacientes com diagnóstico de lombalgia específica (estenose e hérnia discal) com indicação cirúrgica nos períodos pré e pós-operatórios de um, três e seis meses durante a marcha em velocidades confortável e rápida por meio de sistema de análise cinemática 3D e comparar com indivíduos controle. Ainda, comparar a intensidade da dor lombar e funcionalidade dos pacientes entre o período pré e pós-operatório de um, três e seis meses.

2.2 Objetivos Específicos

Artigo 1: Padrão de coordenação multissegmentar da coluna durante a marcha de pacientes com lombalgia específica e sujeitos controle

Comparar as frequências dos padrões de coordenação entre os segmentos torácica superior, torácica inferior, lombar superior, lombar inferior e pelve por meio da técnica de *Vector Coding* (VC) entre pacientes com diagnóstico de hérnia ou estenose do canal vertebral lombar durante caminhada em velocidade confortável comparado a indivíduos controle.

Comparar as frequências dos padrões de coordenação entre os segmentos torácica-superior, torácica inferior, lombar superior, lombar inferior e pelve por meio da técnica de *Vector Coding* (VC) entre pacientes com diagnóstico de hérnia ou estenose do canal vertebral lombar durante caminhada em velocidade rápida comparado a indivíduos controle.

Artigo 2: Padrão de coordenação multisegmentar da coluna de pacientes com hérnia discal lombar pré e pós discectomia comparado a indivíduos assintomáticos

Avaliar e comparar os padrões de coordenação entre os segmentos torácica-superior, torácica inferior, lombar superior, lombar inferior e pelve por meio da técnica de *Vector Coding* (VC) de pacientes com hérnia discal lombar com indicação cirúrgica na região lombar entre os períodos pré e pós-operatórios de um, três e seis meses durante a marcha em velocidade confortável auto-selecionada comparado a indivíduos controle.

Avaliar desfechos clínicos de intensidade da dor e funcionalidade de pacientes com hérnia discal lombar com indicação cirúrgica na região lombar entre os períodos pré e pós-operatórios de um, três e seis meses.

3 HIPÓTESES

Artigo 1: Padrão de coordenação multissegmentar da coluna durante a marcha de pacientes com lombalgia específica e sujeitos controle

H₀₋₁: Não há diferenças entre as frequências dos padrões de coordenação entre os segmentos torácica superior, torácica inferior, lombar superior, lombar inferior e pelve por meio da técnica de *Vector Coding* (VC) entre pacientes com diagnóstico de hérnia ou estenose do canal vertebral lombar durante caminhada em velocidade confortável comparado a indivíduos controle.

H₀₋₂: Não há diferenças entre as frequências dos padrões de coordenação entre os segmentos torácica-superior, torácica inferior, lombar superior, lombar inferior e pelve por meio da técnica de *Vector Coding* (VC) entre pacientes com diagnóstico de hérnia ou estenose do canal vertebral lombar durante caminhada em velocidade rápida comparado a indivíduos controle.

Artigo 2: Padrão de coordenação multisegmentar da coluna de pacientes com hérnia discal lombar pré e pós discectomia comparado a indivíduos assintomáticos

H₀₋₁: Não há diferenças entre os padrões de coordenação entre os segmentos torácica-superior, torácica inferior, lombar superior, lombar inferior e pelve por meio da técnica de *Vector Coding* (VC) de pacientes com hérnia discal lombar com indicação cirúrgica na região lombar entre os períodos pré e pós-operatórios de um, três e seis meses durante a marcha em velocidade confortável auto-selecionada comparado a indivíduos controle.

H₀₋₂: Não há diferenças na intensidade da dor e na funcionalidade de pacientes com hérnia discal lombar com indicação cirúrgica na região lombar entre os períodos pré e pós-operatórios de um, três e seis meses.

4 RESULTADOS

Artigo Original 1

(Artigo nas regras do jornal *Clinical Biomechanics*)

PADRÃO DE COORDENAÇÃO MULTISEGMENTAR DA COLUNA DURANTE A MARCHA DE PACIENTES COM LOMBALGIA ESPECÍFICA E SUJEITOS CONTROLE

RESUMO

Introdução: Pacientes com lombalgia específica apresentam alterações nas estratégias de movimento da marcha de acordo com a origem da dor. Medidas de coordenação permitem uma maior interpretação da qualidade da marcha e seus padrões podem ser alterados com o aumento da velocidade. O presente estudo busca responder se existem diferenças nos padrões de coordenação avaliados de forma multisegmentar entre pacientes com lombalgia específica (hérnia ou estenose) comparado a controles e se esses padrões são alterados com o aumento da velocidade durante a marcha.

Método: Vinte e um sujeitos divididos em três grupos: hérnia (n = 6), estenose (n = 4) e controle (n = 11) participaram deste estudo transversal e foram avaliados por um sistema de cinemática durante a marcha em velocidades auto-selecionada confortável e rápida. Foram avaliados os padrões de coordenação entre os segmentos pelve, lombar inferior e superior, e torácica inferior e superior nos três planos de movimento por meio da técnica de *Vector Coding*, apresentados em histogramas com o percentual de cada padrão durante a fase de apoio, oscilação e ciclo total da marcha. Um modelo de Equações de Estimativas Generalizadas foi aplicado para a comparação entre os grupos, planos e velocidades, com o *post-hoc* de *Bonferroni* para identificar as

diferenças. O tamanho do efeito foi calculado para os resultados estatisticamente significantes.

Resultados: A velocidade é dependente para explicar as frequências dos padrões de coordenação entre pacientes com estenose do canal vertebral, hérnia discal lombar e indivíduos controle durante a marcha. Maiores alterações foram encontradas na fase de apoio em velocidade confortável no plano sagital entre os segmentos pelve e lombar inferior.

Interpretação: Pacientes com estenose do canal vertebral lombar apresentam alterações nos padrões de coordenação comparados a indivíduos controle e pacientes com hérnia discal lombar e em velocidades rápidas de marcha esses pacientes apresentam maiores dificuldades de adaptação principalmente nos segmentos pélvicos e lombares inferiores.

Descritores: Lombalgia específica, hérnia de disco lombar, estenose do canal vertebral lombar, coordenação, *Vector Coding*.

1. Introdução

A marcha é uma atividade inevitável de vida diária (Kuai et al., 2017a) e estudos demonstram que alterações nos padrões de movimento e características da marcha são encontrados na presença de lombalgia (Seay et al., 2011; Kuai et al., 2017a, Kuai et al., 2017b, Kuai et al., 2018). Dentre as lombalgias com causa específica, destacam-se as hérnias lombares e a estenose do canal vertebral, com prevalências de 4-10 e 3 % respectivamente (Golob e Wipf, 2014). Estudos com subdivisão destes grupos de

pacientes com lombalgia observaram que há diferentes estratégias de adaptação e compensação entre eles de modo a evitar a dor (Dankaerts et al., 2009; Kuai et al., 2017a).

Pacientes com hérnia discal apresentam alterações biomecânicas durante a marcha, como redução nos movimentos de flexão da região lombar no plano sagital com compensações com aumento da rotação no plano transversal (Kuai et al., 2017b). Ainda, observa-se que estes pacientes são susceptíveis às alterações nas estratégias de controle motor durante a marcha, apresentando maior variação na coordenação de movimentos em diferentes planos comparados a indivíduos assintomáticos (Kuai et al., 2017a, Kuai et al., 2018).

Por outro lado, uma das principais características dos pacientes com estenose do canal vertebral é a claudicação intermitente (Overvest et al., 2015), porém, as alterações nos movimentos da coluna lombar ocorrem mesmo na ausência desta (Kuwahara et al., 2016). A principal estratégia demonstrada para estes pacientes é a restrição dos movimentos do segmento pélvico (Shin et al., 2018), com a presença de maior rigidez, principalmente no plano transversal (Bumann et al., 2020). Papadakis et al. (2009) demonstraram por meio de acelerômetros que pacientes com estenose apresentam maior variabilidade durante a marcha, o que está relacionado a uma irregularidade dos movimentos pélvicos devido aos sintomas, comparado a indivíduos controle.

A coordenação é a habilidade de manutenção de uma relação cíclica entre segmentos (Park et al., 2016) e essas medidas são essenciais para a avaliação da qualidade da marcha, além da compreensão das características do movimento (Lamoth et al., 2006; Needham et al., 2014). Huang et al. (2011) observaram diferenças nos

padrões de coordenação entre a rotação de pelve e tórax de pacientes com hérnia comparados a controles, principalmente em velocidades mais rápidas. Estudos demonstram que com o aumento da velocidade, os sujeitos saudáveis saem de um padrão em fase (rotações para a mesma direção) para um padrão em anti-fase (rotações em direções opostas) de coordenação (Lamoth et al., 2002), porém, isso não ocorre em sujeitos com lombalgia (Huang et al., 2011; Seay et al., 2011b; Lamoth et al., 2006).

Sabe-se que indivíduos com lombalgia apresentam alterações nos padrões de coordenação avaliados de modo unisegmentar (Seay et al., 2011; Lamoth et al., 2006), porém, modelos multisegmentares podem demonstrar alterações com maior relevância para a avaliação da coluna (Needham et al., 2014; Christe et al., 2016, Kuai et al., 2017b). Além disso, a coordenação parece ser velocidade dependente, com alteração de seus padrões, principalmente com o aumento da velocidade da marcha (Romkes e Bracht-Schweizer, 2017). Visto que pacientes com lombalgia específica (hérnia e estenose) apresentam distúrbios e alterações da marcha, este estudo busca responder as seguintes questões: 1) Existem diferenças nos padrões de coordenação multisegmentar (pelve, lombar inferior, lombar superior, torácica inferior e torácica superior) durante as fases da marcha entre pacientes com hérnia e estenose lombar comparado a controles? 2) Os padrões de coordenação são alterados com o aumento da velocidade da marcha?

2. Método

2.1 Participantes

Vinte e um sujeitos foram incluídos neste estudo transversal. Como critérios de inclusão foram considerados sujeitos com diagnóstico médico de hérnia discal ou estenose do canal vertebral em região lombar baseado em exames clínicos e de imagem. Foram excluídos sujeitos com diferença de comprimento de membros inferiores superior a 5 cm, incapazes de deambular sem dispositivo auxiliar, gravidez, escoliose ou com disfunções de membros inferiores ou pelve que comprometessem a marcha.

A amostra de conveniência foi dividida em três grupos: hérnia (GH) com 6 participantes, estenose (GE) com 4 participantes e 11 sujeitos no grupo controle (GC), assintomáticos, pareados de acordo com sexo, idade e IMC. O estudo foi aprovado Comitê de Ética em Pesquisa da UEL (#91724918.1.0000.5231) (Anexo 1) e todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice A).

2.2 Procedimentos

Os dados foram coletados por meio de um sistema de cinemática composto por 10 câmeras optoeletrônicas *Oqus 400* (*Qualisys Medical AB, Gothenburg, Suécia*) com uma taxa de aquisição de 240 Hz. Anteriormente às coletas, foi realizada a calibração do sistema de acordo com as recomendações do fabricante com uma acurácia mínima de 0,99 mm.

Marcadores passivos reflexivos foram posicionados na coluna torácica, coluna lombar e pelve, nos processos espinhosos de T1, T6, L1, L3 e L5, espinhas íliacas ântero-superiores (EIAS) e pósterio-superiores (EIPS), com 8 marcadores auxiliares posicionados bilateralmente a 5 cm lateral do centro da metade das distâncias dos marcadores posicionados nos processos espinhosos da coluna (Christe et al., 2016)

(Apêndice B). Foram utilizados também, marcadores nos tendões calcâneos (TC) e no terceiro metatarso (MT3) bilateralmente para a identificação dos eventos da marcha.

Foi realizada uma coleta estática de cinco segundos com o participante no centro do corredor do ambiente de coleta com os braços abduzidos a 90 °, com roupa de banho e sem calçados para o reconhecimento dos marcadores e construção do modelo anatômico. Logo após, os sujeitos realizaram um aquecimento e familiarização de 5 minutos de marcha em um corredor de 10 metros em velocidade confortável e rápida de forma auto selecionada. As velocidades foram detectadas por meio de cronômetro digital, com início a partir do comando verbal “vai” e fim na marcação ao final do corredor, durante o aquecimento para controle durante as 10 tentativas válidas em cada uma das velocidades.

Desfechos relacionados a lombalgia foram coletados para caracterização da amostra. Foi utilizada a Escala Visual Análoga de 10 cm (EVA) (Apêndice C) para a intensidade da dor no dia da coleta; e o questionário de Roland-Morris (Anexo 2) para funcionalidade com pontuação de 0 a 24, quanto maior a pontuação menor a funcionalidade (Nusbaum et al., 2001).

2.3 Processamento dos dados

Os marcadores foram identificados e os *gaps* de até 10 *frames* foram interpolados por meio de uma função polinomial de 3ª ordem no *software QTM*, exportados para o *software Visual 3D*, no qual os dados foram processados para a criação dos modelos dos segmentos torácicos (superior e inferior), lombares (superior e inferior) e pelve. As trajetórias foram filtradas por meio de um filtro *Butterworth* de 6ª ordem com frequência de corte de 10 Hz e os ângulos foram calculados para cada

segmento de acordo com a sequência de rotação Cardan Y-X-Z em relação ao sistema de coordenadas global (laboratório), com o eixo X como médio lateral, Y como ântero posterior e Z como vertical (Cole et al., 1993). Para a pelve, foi utilizado o modelo CODA, com a origem posicionada no ponto médio entre a EIAS, com eixo X apontando para a EIAS direita, Y na direção do ponto médio das EIPS e Z perpendicular aos demais eixos. O mesmo sistema de coordenadas foi utilizado para os segmentos lombares e torácicos, contudo, a origem da lombar inferior foi posicionada no ponto médio entre L5 e L3, lombar superior entre L3 e L1, torácica inferior entre L1 e T6 e torácica superior entre T6 e T1 (Christe et al., 2016). Os dados foram normalizados pela posição estática e pelo tempo em 101 pontos de acordo com o ciclo da marcha do contato inicial do calcâneo direito, determinado pela maior distância vertical entre os marcadores da EIPS e o TC, até o próximo contato consecutivo do calcâneo direito definido a partir da maior distância vertical entre os marcadores da EIPS e o MT3 (Smith et al., 2015).

Os ângulos foram exportados para o programa *Matlab*® (*The MathWorks Inc., Natick, MA*) e foi utilizada uma rotina específica para o cálculo da coordenação intersegmentar por meio da técnica de *Vector Coding* entre os segmentos pelve e lombar inferior, lombar inferior e lombar superior, lombar superior e torácica inferior e torácica inferior e torácica superior nos três planos de movimento. Os ângulos de acoplamento (Φ) entre os segmentos foram calculados e categorizados a partir de uma amplitude de 45° em 4 padrões de coordenação: em fase ($112,5^\circ \leq \Phi < 157,5^\circ$; $292,5^\circ \leq \Phi < 337,5^\circ$), com movimentos na mesma direção; anti-fase ($22,5^\circ \leq \Phi < 67,5^\circ$; $202,5^\circ \leq \Phi < 247,5^\circ$), com movimentos em direções opostas; ou com o predomínio de um segmento em relação ao outro (Predomínio do segmento X = $0^\circ \leq \Phi < 22,5^\circ$; $157,5^\circ$

$^{\circ} \leq \Phi < 202,5^{\circ}$; $337,5^{\circ} \leq \Phi < 360^{\circ}$; Predomínio do segmento Y = $67,5^{\circ} \leq \Phi < 112,5^{\circ}$; $247,5^{\circ} \leq \Phi < 292,5^{\circ}$), no qual o segmento inicia o movimento (Chang et al., 2008) (Apêndice D). Os padrões de coordenação foram apresentados em frequência durante a fase de apoio, fase de oscilação e ciclo total da marcha.

2.4 Análise estatística

As frequências dos padrões de coordenação, bem como os demais dados numéricos foram testados quanto a sua normalidade por meio do teste de *Shapiro-Wilk* e quando o pressuposto foi aceito os dados foram apresentados em média (\bar{x}) e desvio padrão (DP) e caso contrário em mediana e seus respectivos quartis (25-75 %) com seus intervalos de confiança de 95 % (IC 95 %). Para a comparação dos desfechos clínicos entre o GH e GE foi utilizado o teste *t* de *Student* para amostras independentes. Um modelo de Equações de Estimativas Generalizadas (EEG) foi aplicado para a comparação entre os grupos, entre os planos e entre as velocidades (Guimaraes e Hirakata, 2013). O *post-hoc* de *Bonferroni* foi aplicado para identificar as diferenças por meio de uma sintaxe específica quando o *Wald Chi-square* apresentou significância. Os tamanhos do efeito foram calculados para os resultados estatisticamente significantes por meio da função no *Matlab*®, por meio de uma fórmula de regressão (estimador robusto) (R^2), considerando valores de: 0,01 (pequeno), 0,09 (médio) e 0,25 (grande) (Cohen e Cohen, 2003). Os cálculos foram realizados no *software* SPSS versão 25 (IBM SPSS®, Armonk, NY, EUA) e a significância estatística adotada foi de 5 %.

3. Resultados e discussão

As características da amostra são apresentadas na Tabela 1 e no Apêndice E. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos. Os histogramas das distribuições de frequência dos padrões de coordenação entre os segmentos são apresentados nas Figuras de 1 a 4 e as tabelas com os tamanhos de efeito nos Apêndices de F a Q.

Tabela 1 – Características da amostra

	GH (n = 6) \bar{x} (DP) [IC 95 %]	GE (n = 4) \bar{x} (DP) [IC 95 %]	GC (n = 11) \bar{x} (DP) [IC 95 %]	P
Idade (anos)	46,6 (11,9) [34,1-59,2]	61,0 (7,2) [49,4-72,5]	50,3 (4,6) [40,0-60,6]	0,157
IMC (kg/cm ²)	28,1 (2,3) [25,6-30,5]	26,7 (2,6) [22,6-30,9]	25,9 (0,6) [24,5-27,2]	0,302
Sexo n (%)				
Masculino	3 (50)	0 (0)	4 (36,6)	0,247
Feminino	3 (50)	4 (100)	7 (63,4)	
Dor no dia (cm)	4,4 (1,8) [2,4-6,3]	6,8 (1,4) [4,5-9,2]		0,055
Roland-Morris (pontos)	11,8 (4,7) [6,8-16,7]	17,2 (2,5) [13,2-21,2]		0,701
Velocidade confortável (m/s)	1,3 (0,3)	1,1 (0,1)	1,2 (0,3)	0,335
Velocidade rápida (m/s)	1,7 (0,3)	1,5 (0,1)	1,7 (0,2)	0,080

Legenda: GH (grupo hérnia), GE (grupo estenose), GC (grupo controle), \bar{x} (média), DP (desvio-padrão), IC 95 % (intervalo de confiança de 95 %), n (frequência absoluta), % (frequência relativa), kg (quilogramas), cm (centímetros).

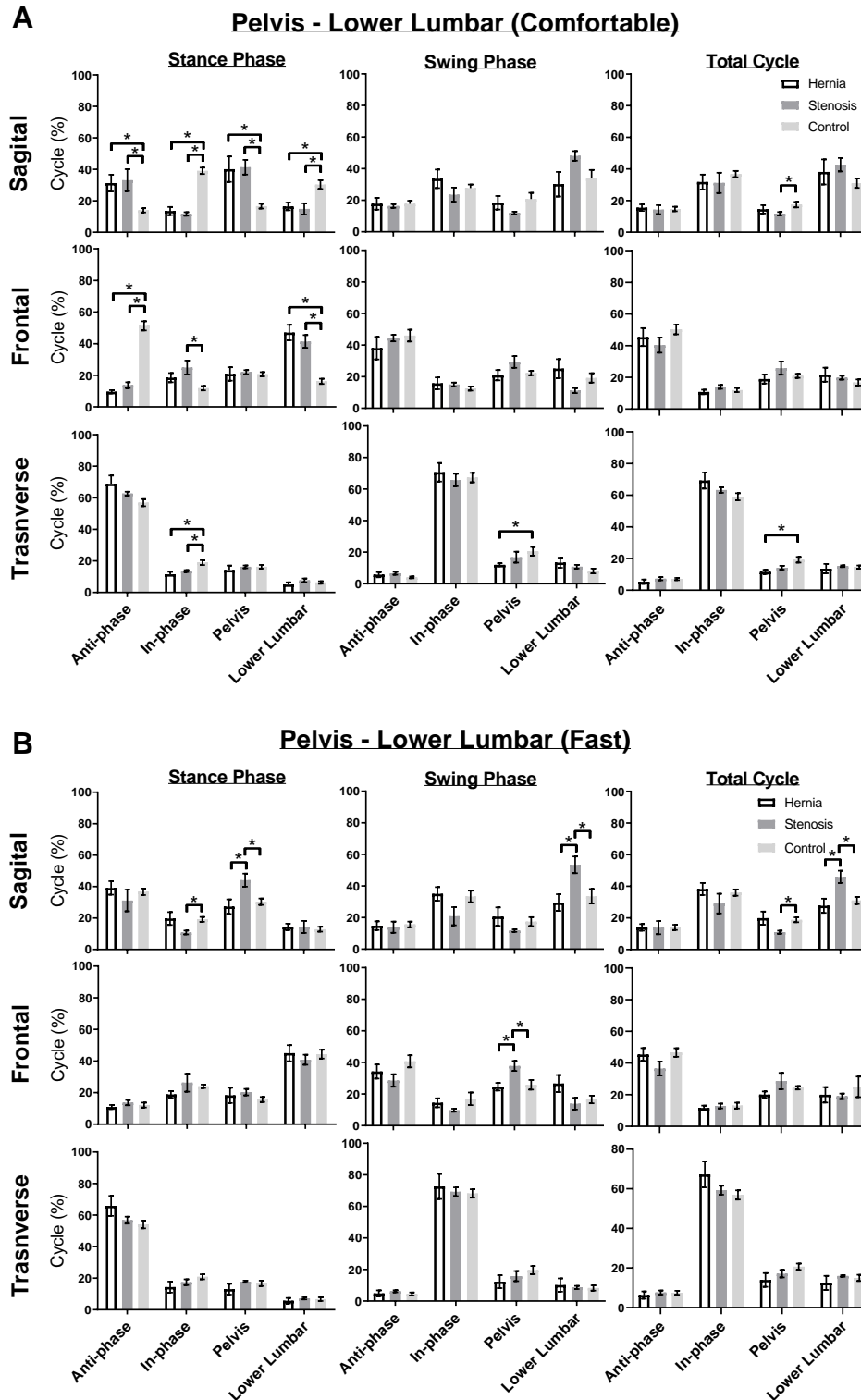


Figura 1. Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Pelve e Lombar Inferior durante as fases da marcha. (A) Velocidade confortável; (B) Velocidade rápida; * $P < 0.05$.

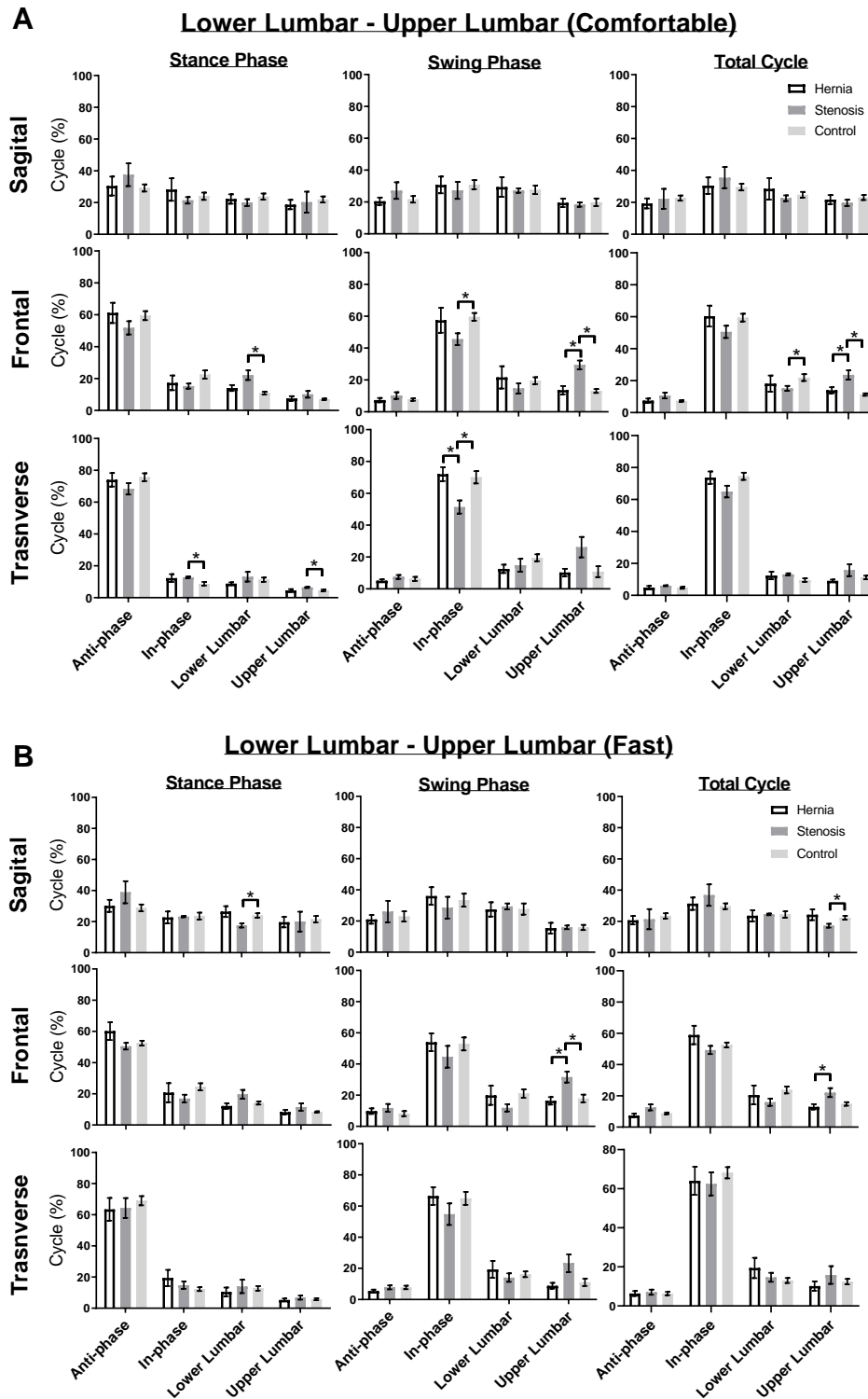


Figura 2. Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Lombar Inferior e Lombar Superior durante as fases da marcha. (A) Velocidade confortável; (B) Velocidade rápida; * $P < 0.05$.

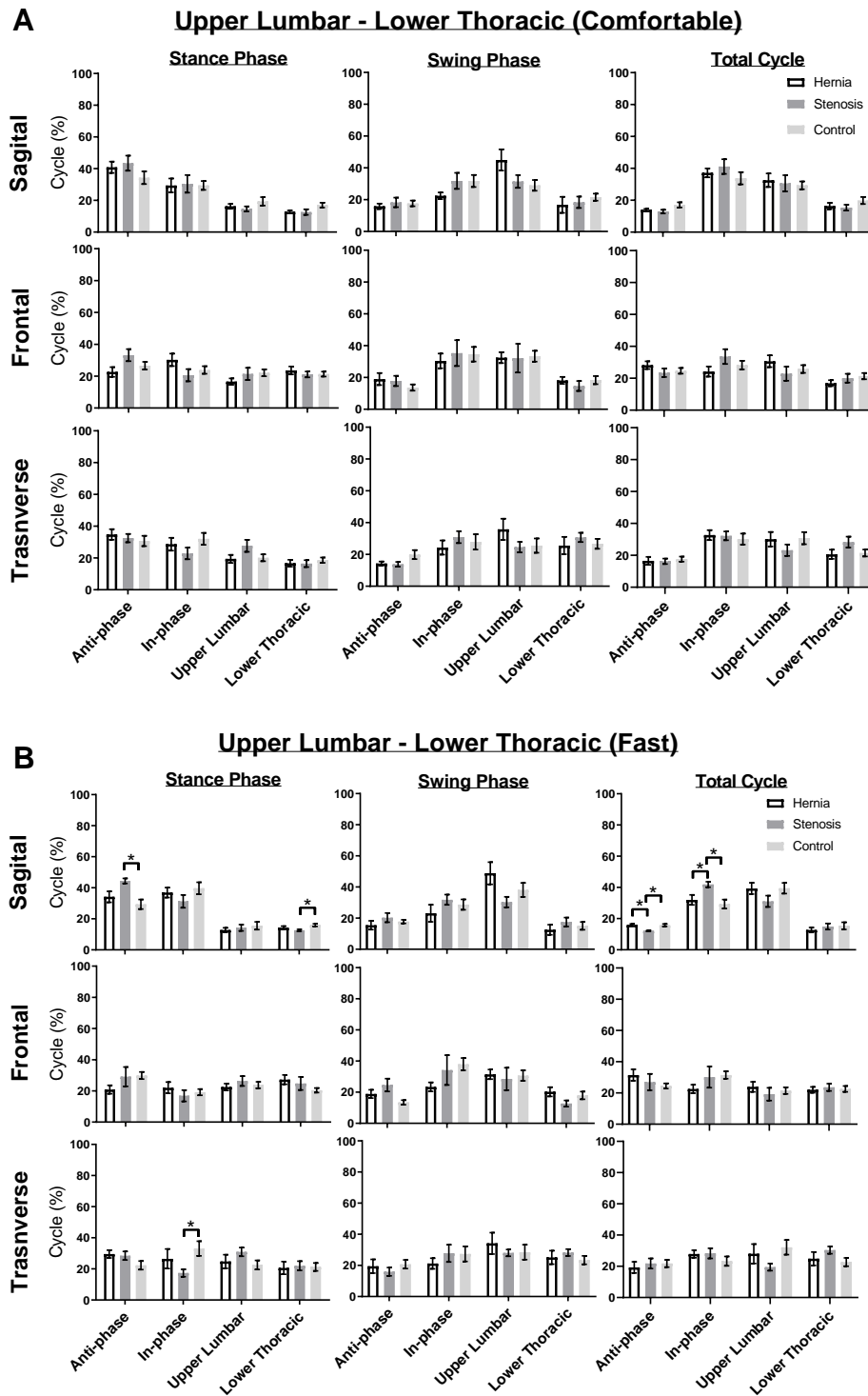


Figura 3. Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Lombar Superior e Torácica Inferior durante as fases da marcha. (A) Velocidade confortável; (B) Velocidade rápida; * $P < 0.05$.

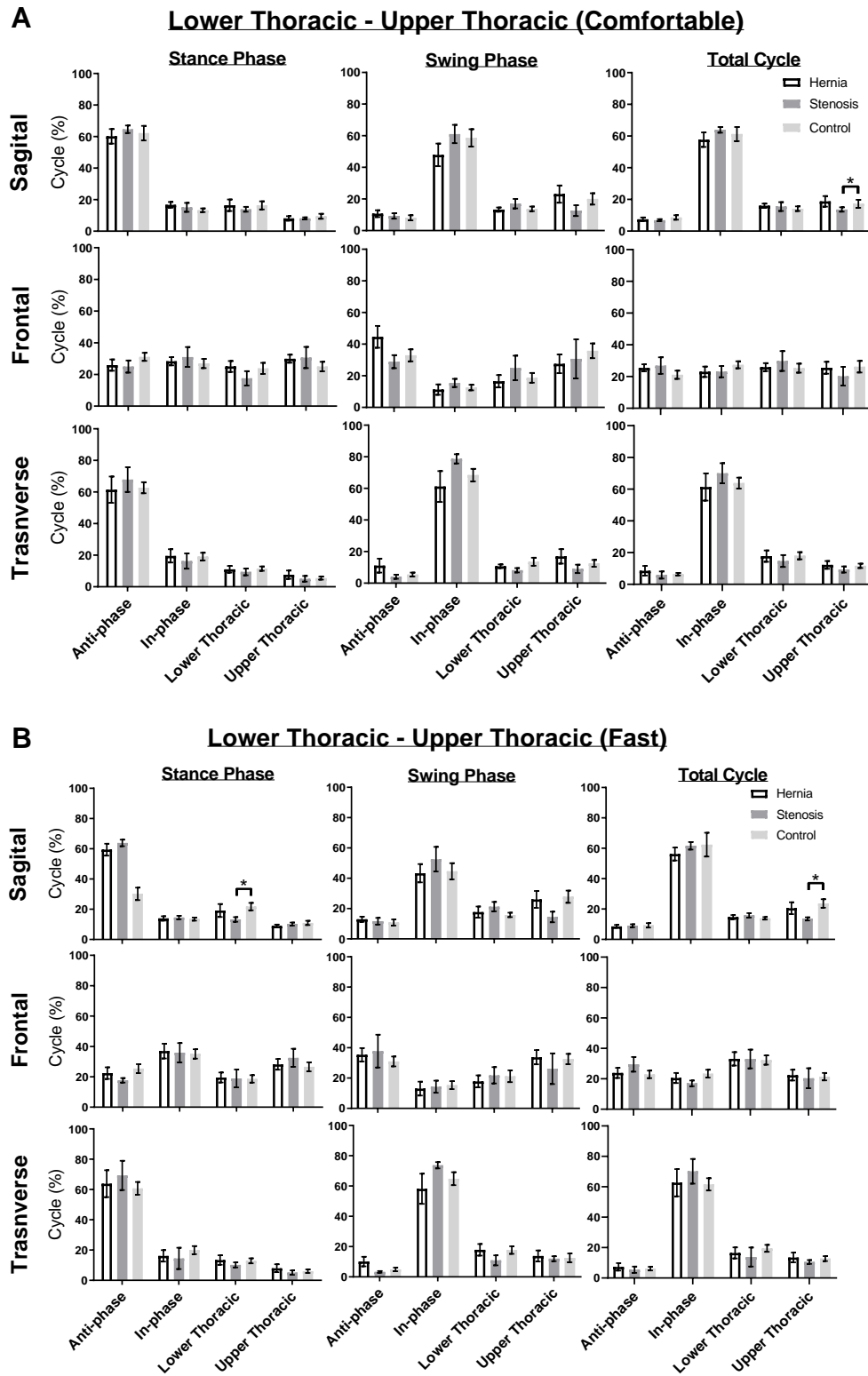


Figura 4. Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Torácica Inferior e Torácica Superior durante as fases da marcha. (A) Velocidade confortável; (B) Velocidade rápida; * $P < 0.05$.

O presente estudo teve como objetivos analisar os padrões de coordenação dos segmentos pelve e lombar inferior, lombar inferior e lombar superior, lombar superior e torácica inferior e torácica inferior e torácica superior entre pacientes com hérnia e estenose lombar comparado a indivíduos aparentemente saudáveis, além de observar as alterações relacionadas à velocidade da marcha (confortável e rápida). Diversos estudos têm avaliado os padrões de coordenação de pacientes com lombalgia, principalmente entre pelve e tórax (Seay et al., 2011; Romkes e Bracht-Schweizer, 2017) ou pelve e lombar como segmentos rígidos únicos na marcha (Needham et al., 2014) e na corrida (Pelegrielli et al., 2020). Contudo, estudos sugerem que estes modelos trazem pouca informação sobre a influência biomecânica dos multissegmentos da coluna, principalmente da região lombar nestes pacientes (Needham et al., 2014; Christe et al., 2016; Pelegrielli et al., 2020). Nossos resultados demonstram que a análise multissegmentar é capaz de identificar diferenças entre indivíduos com lombalgia específica de diferentes causas e sujeitos assintomáticos nos padrões de coordenação em diferentes velocidades de marcha. As maiores alterações encontradas foram da coordenação dos segmentos pelve e lombar inferior, principalmente na fase de apoio em velocidade confortável no plano sagital entre os indivíduos com estenose do canal vertebral e os demais grupos e de modo geral, quando há o aumento da velocidade essas diferenças diminuem ou desaparecem.

Para os movimentos no plano sagital, entre os segmentos pelve e lombar inferior, o GC apresenta padrão em fase na velocidade confortável na fase de apoio, com mudança para padrão em anti-fase com o aumento da velocidade, embora sem diferenças estatísticas na velocidade rápida. Um estudo com sujeitos saudáveis durante a marcha em velocidade confortável observou um padrão em fase entre lombar e pelve

na fase de apoio e oscilação médios, corroborando com nosso estudo além de um predomínio em lombar no apoio final (Needham et al., 2014). Seay et al. (2011) avaliaram a coordenação entre pelve e tórax em indivíduos com lombalgia e controles e observou que a velocidade influencia principalmente a amplitude de movimento (ADM) dos segmentos no plano sagital, o que pode estar associada à alteração do padrão no GC com o aumento da velocidade. Observou-se para mesmos segmentos (pelve e lombar inferior) que os grupos com lombalgia apresentam maiores padrões com predomínio da pelve na fase de apoio em velocidade confortável, ou seja, os pacientes iniciam o movimento pelo segmento pélvico enquanto a lombar quase não se altera (Needham et al., 2014). Pacientes com lombalgia alteram a marcha de modo a aumentar o espaço intervertebral, realizando a flexão de tronco, retificando a lombar ou ainda realizando uma retroversão (Overvest et al., 2015; Kuwahara et al., 2016; Kuai et al., 2017a). Durante a fase final de apoio da marcha, em indivíduos saudáveis, há um aumento da lordose lombar, o que pode acarretar um aumento da pressão das estruturas intervertebrais, aumentando, assim a dor em sujeitos com lombalgia (Igawa et al., 2018).

O GH reduz o padrão com predomínio da pelve com o aumento da velocidade na fase de apoio, mas o mesmo não ocorre com o GE no plano sagital. Estudos demonstraram que diferentes subgrupos de pacientes com lombalgia apresentam estratégias compensatórias distintas entre eles, o que pode explicar a alteração do padrão de coordenação com o aumento da velocidade apenas no GH e não no GE (Dankaerts et al., 2009; Kuai et al., 2017a). A alteração do padrão de coordenação observado pelos pacientes pode ser explicada pela tentativa de diminuir a extensão de quadril na fase de apoio da marcha, de modo a reduzir a tensão do músculo psoas

(Igawa et al., 2018), com um possível maior tensionamento dos músculos isquiotibiais (Fasuyi et al., 2017), o que gera o movimento pélvico para retroversão de modo a reduzir a lordose da região lombar (Chun et al., 2017; Igawa et al., 2018). Já durante a oscilação, o GE passa a apresentar predomínio da lombar inferior em velocidade rápida. Romkes e Bracht-Schweizer (2017) demonstrou que a velocidade afeta a inclinação pélvica durante a marcha de indivíduos saudáveis. Em velocidades lentas, a pelve apresenta uma inclinação posterior e com o aumento da velocidade passa a uma anteversão (Romkes e Bracht-Schweizer, 2017). Provavelmente, na fase de oscilação a pelve do GE já se encontra em retroversão, com retificação da lombar como mecanismo de proteção para a dor, e deste modo, a pelve não se altera e a lombar predomina o movimento. Além disso, estudos demonstram que indivíduos com estenose do canal vertebral apresentam maior rigidez nos movimentos de pelve, principalmente na transição entre as velocidades de marcha (Shin et al., 2018; Bumman et al., 2019). Observa-se que o GE, comparado ao GC apresenta, ainda, menores padrões em predomínio dos segmentos inferiores (lombar e torácica) e na comparação entre torácica inferior e lombar superior apresenta um aumento do padrão em anti-fase na fase de apoio, enquanto os demais grupos apresentam predomínio de padrão em fase, todos com o aumento da velocidade, o que demonstra uma alteração na capacidade de adaptação da coordenação com maiores velocidades de caminhada.

No plano frontal, para os movimentos de flexão ou inclinação lateral, o GC apresenta um padrão em anti-fase entre pelve e lombar inferior, enquanto ambos os grupos com lombalgia apresentam predomínio da lombar inferior na fase de apoio. Al-Eisa et al. (2006) sugerem que os movimentos entre pelve e lombar durante a marcha devem ocorrer em sentidos opostos em sujeitos saudáveis, portanto, em anti-fase,

corroborando com o presente estudo. Além disso, os autores sugerem que pacientes com lombalgia apresentam alterações de ADM na região torácica que pode refletir em assimetrias e compensações na região lombar no plano frontal e desta forma, alterar o padrão de coordenação dos segmentos lombares (Al-Eisa et al., 2006). O GE, ainda na fase de apoio em velocidade confortável, apresenta maior padrão em fase, para os segmentos pelve e lombar inferior, comparado ao GC. Um estudo com coordenação entre pelve e tórax observou que pacientes com lombalgia no plano frontal apresentam maiores padrões em fase comparado a indivíduos assintomáticos com movimentos “em bloco” (Seay et al., 2011). Este achado pode estar associado, novamente a um mecanismo compensatório de proteção ou mesmo rigidez por cinesiofobia para evitar a dor (Chun et al., 2017; Igawa et al., 2018; Bumman et al., 2019). Durante a oscilação, em velocidade rápida, o GE apresenta padrão com predomínio da pelve, ajuste observado em pacientes com dor lombar (Seay et al., 2011) que demonstra mais uma vez a dificuldade de adaptação da coordenação com o aumento da velocidade nestes pacientes (Kuai et al., 2017a).

Para o padrão de coordenação entre os segmentos lombares inferior e superior no plano frontal, o GE apresenta diferenças com o GC na fase de apoio com maiores padrões em lombar inferior e na oscilação com menor padrão em fase em velocidade confortável. Ainda, comparado aos demais grupos, o GE apresenta maiores padrões em lombar superior na fase de oscilação da marcha em ambas as velocidades. Observa-se que o GE apresenta padrões de coordenação distintos aos demais grupos, principalmente com o GC que pode ser possivelmente devido às adaptações durante a marcha de modo a realizar a abertura do canal vertebral estenosado e reduzir sintomas de dor (Bumman et al., 2019). Não foram observadas diferenças entre os grupos entre

os segmentos lombar superior e torácica inferior nem entre os segmentos torácicos (superior e inferior) no plano frontal.

No movimento de rotação, durante o ciclo total, todos os grupos apresentaram predomínio em anti-fase entre pelve e lombar inferior na fase de apoio e em fase na oscilação da marcha em ambas as velocidades. Needham et al. (2014) avaliaram a coordenação entre a pelve e lombar como segmento rígido e único em indivíduos saudáveis durante o ciclo total de marcha e os autores observaram um maior padrão em fase no plano transversal, corroborando com nossos achados. O GC, ainda, apresenta maior padrão em fase no apoio da marcha comparado aos grupos com lombalgia e, na fase de oscilação, predomínio em pelve maior comparado ao GH em velocidade confortável. Kuai et al., (2017) observou que pacientes com hérnia discal durante a caminhada, na tentativa de reduzir as forças de cisalhamento do segmento lesionado, aumentam os movimentos de regiões superiores como adaptação e mecanismo de proteção, o que pode explicar o menor padrão com predomínio do segmento pélvico neste grupo.

Entre os segmentos lombares (superior e inferior) no plano transversal, o GE demonstrou diferenças com o GC na fase de apoio em velocidade confortável com maiores padrões em fase e em lombar superior. Já na fase de oscilação da marcha ainda em velocidade confortável, o GE apresenta menor padrão em fase que os demais grupos. Uma vez que a estenose do canal vertebral pode estar associada à mecanismos de restrição estrutural como osteófitos ou hipertrofia facetaria (Overvest et al., 2015), o movimento de rotação dos segmentos lombares pode apresentar limitação e, desta forma, alterar a sinergia intersegmentar, portanto, os padrões de coordenação (Al-Eisa et al., 2006, Chun et al., 2017; Igawa et al., 2018). Quando

observado o padrão de coordenação entre a lombar superior e a torácica inferior, o GC apresenta maior padrão em fase que o GE na fase de apoio em velocidade rápida. O segmento lombar apresenta, muitas vezes uma amplitude maior de movimento que os segmentos torácicos, um estudo demonstrou que a torácica de indivíduos controle possuem maior amplitude de movimento que indivíduos com lombalgia (Al-Eisa et al., 2006), mas que isso não ocorre na região lombar, desta forma, nos indivíduos controle, o segmento torácico apresenta uma maior rotação que é acompanhada pela lombar, obtendo-se o padrão em fase. A velocidade não influenciou os padrões de coordenação entre pelve e lombar inferior e nem entre os segmentos lombares e torácicos (superior e inferior).

O padrão em anti-fase durante o apoio da marcha e em fase durante a oscilação foi observada em todos os grupos, independente da velocidade da marcha para os seguintes segmentos: pelve e lombar inferior no plano transversal; segmentos lombares (superior e inferior) em todos os planos; e segmentos torácicos (superior e inferior) no plano sagital e transversal. Poucos estudos investigaram padrões de coordenação entre segmentos torácicos e lombares de modo multisegmentar. Kuai et al. (2017) avaliaram de forma multisegmentar a coordenação entre coluna lombar (superior e inferior) além da coluna torácica e pelve de pacientes com diagnóstico de hérnia e seus resultados demonstram alterações nos padrões entre lombar superior e lombar inferior com movimentos em anti-fase no plano transversal, corroborando com nossos achados. A mudança no padrão de coordenação de anti-fase para em fase pode, ainda, estar relacionada a transição do membro inferior durante as diferentes fases da marcha.

Este estudo apresenta limitações como: o número reduzido de pacientes, principalmente no GE, o que pode ocasionar um erro do tipo II; o GE, além de ser

composto apenas por mulheres, apresentou maior comprometimento tanto na intensidade da dor, quanto na funcionalidade embora sem diferenças com significância com o GH, o que pode ter influenciado os resultados; a marcha foi realizada em velocidade auto-controlada em solo, contudo, e embora não seja possível definir com precisão a velocidade da marcha, o protocolo de avaliação clínica de marcha comumente utilizado em pacientes, principalmente com disfunções que alteram a marcha é realizada em solo (Romkes e Bracht-Schweizer, 2017) e os resultados obtidos com esteira não poderiam ser extrapolados para alguns pacientes (Oliveira et al., 2016); este estudo avaliou os padrões de coordenação entre segmentos adjacentes, porém estudos observaram alterações também entre segmentos pelve e tórax (Seay et al., 2011; Romkes e Bracht-Schweizer, 2017). Estudos com um maior número de participantes por grupo, com um número homogêneo entre homens e mulheres, com velocidades pré-estabelecidas e controladas e comparando outros pares de segmentos devem ser realizados para confirmarem ou acrescentarem aos achados deste estudo.

Os resultados deste estudo demonstram que os pacientes com diagnósticos diferentes apresentam adaptações nas estratégias de coordenação comparados a indivíduos assintomáticos, principalmente nos segmentos entre pelve e lombar inferior e em diferentes velocidades da marcha. Desta forma, sugere-se que na prática clínica sejam observados e trabalhados os movimentos pélvicos, principalmente em indivíduos com estenose do canal vertebral com movimentos de ântero e retroversão de forma confortável e rápida.

4. Conclusão

O grupo de pacientes com estenose apresentou maiores diferenças nos padrões de coordenação entre os grupos, principalmente comparado ao grupo controle. Os segmentos que apresentaram maiores alterações do padrão de coordenação foram a pelve e lombar inferior, principalmente no plano sagital na fase de apoio da marcha. Com o aumento da velocidade da marcha, o grupo estenose é o que mantém algumas diferenças nos padrões de marcha comparados aos outros grupos.

Referências

Al-Eisa E, Egan D, Deluzio K, Wassersug R. Effects of pelvic skeletal asymmetry on trunk movement: three-dimensional analysis in healthy individuals versus patients with mechanical low back pain. *Spine*. 2006;31(3):E71-E79. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000197665.93559.04>.

Bumann H, Nüesch C, Loske S, et al. Severity of degenerative lumbar spinal stenosis affects pelvic rigidity during walking. *Spine J*. 2020;20(1):112-120. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2019.08.016>.

Christe G, Redhead L, Legrand T, Jolles BM, Favre J. Multi-segment analysis of spinal kinematics during sit-to-stand in patients with chronic low back pain. *J Biomech*. 2016;49(10):2060-2067. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.05.015>.

Chun SW, Lim CY, Kim K, Hwang J, Chung SG. The relationships between low back pain and lumbar lordosis: a systematic review and meta-analysis. *Spine J.* 2017;17(8):1180-1191. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2017.04.034>.

Chung R, Van Emmerik R, Hamill J. Quantifying rearfoot-forefoot coordination in human walking. *J Biomech.* 2008;41(14):3101-3105. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.024>.

Cohen J, Cohen J. *Applied multiple regression/correlation analysis for the behavioral sciences.* L Erlbaum Associates: Mahwah, N.J., 2003.

Cole GK, Nigg BM, Ronsky JL, Yeadon MR. Application of the joint coordinate system to three dimensional joint attitude and movement representation: a standardization proposal. *J Biomech Eng.* 1993;115(4A):344-349. <https://doi.org/10.1115/1.2895496>.

Dankaerts W, O'Sullivan P, Burnett A, Straker L, Davey P, Gupta R. Discriminating healthy controls and two clinical subgroups of nonspecific chronic low back pain patients using trunk muscle activation and lumbosacral kinematics of postures and movements a statistical classification model. *Spine.* 2009; 34(15): 1610–1618. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181aa6175>.

Fasuyi FO, Fabunmi AA, Adegoke BOA. Hamstring muscle length and pelvic tilt range among individuals with and without low back pain. *J Bodyw Mov Ther.* 2017;21:246-250. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2016.06.002>.

Golob AL, Wipf JE. Low back pain. *Med Clin N Am.* 2014;98(3):405–428. <https://doi.org/10.1016/j.mcna.2014.01.003>.

Guimaraes LSP, Hirakata VN. Uso do modelo de equações de estimativas generalizadas na análise de dados longitudinais. *Clin Biomed Res.* 2013;32(4): 503-511.

Huang YP, Brujin SM, Lin JH, Meijer OG, Wu WH, Abbasi-Bafghi H, Lin XC, van Dieën JH. Gait adaptations in low back pain patients with lumbar disc herniation: trunk coordination and arm swing. *Eur Spine J.* 2011;20:491–499. <https://doi.org/10.1007/s00586-010-1639-8>.

Igawa T, Katsuhira J, Hosaka A, Uchikoshi K, Ishihara S, Matsudaira K. Kinetic and kinematic variables affecting trunk flexion during level walking in patients with lumbar spinal stenosis. *Plos One.* 2018;13(5):e0197228. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0197228>.

Kuai S, Guan X, Zhou W, Zhang R, Ji R, Liao Z, Guo D, Liu W, Wang D. Continuous lumbar spine rhythms during level walking, stair climbing and trunk flexion in people with and without lumbar disc herniation. *Gait Posture* 2018;63:296-301. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.05.006>.

Kuai S, Liao Z, Zhou W, Guan X, Ji R, Zhang R, Guo D, Liu W. The effect of lumbar disc herniation on musculoskeletal loadings in the spinal region during level walking and stair climbing. *Med Sci Monit.* 2017a;23:3869-3877. <https://doi.org/10.12659/MSM.903349>.

Kuai S, Zhou W, Liao Z, Ji R, Guo D, Zhang R, Liu W. Influences of lumbar disc herniation on the kinematics in multi-segmental spine, pelvis, and lower extremities during five activities of daily living. *BMC Musculoskelet Disord.* 2017b;18:216. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1572-7>.

Kuwahara W, Deie M, Fujita N, Tanaka N, Nakanishi K, Sunagawa T, Asaeda M, Nakamura H, Kono Y, Ochi M. Characteristics of thoracic and lumbar movements during gait in lumbar spinal stenosis patients before and after decompression surgery. *Clin Biomech.* 2016;40:45-51. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.10.016>.

Lamoth CJ, Beek PJ, Meijer OG. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during gait. *Gait Posture.* 2002;16(2):101-14. <https://doi.org/10.1097/00007632-200202150-00016>.

Lamoth CJ, Meijer OG, Daffertshofer A, Wuisman PI, Beek PJ. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *Eur Spine J.* 2006;15(1):23-40. <https://doi.org/10.1007/s00586-004-0825-y>.

Needham RA, Naemi R, Chockalingam N. Quantifying lumbar–pelvis coordination during gait using a modified vector coding technique. *J Biomech.* 2014;47(5):1020-1026. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.12.032>.

Nusbaum L, Natour J, Ferraz MB, Goldenberg J. Translation, adaptation and validation of the Roland-Morris questionnaire-Brazil Roland-Morris. *Braz J Med Biol Res.*2001;34(2):203-210. <https://doi.org/10.1590/S0100-879X2001000200007>.

Oliveira AS, Gizzi L, Ketabi S, Farina D, Kersting UG. Modular Control of Treadmill vs Overground Running. *Plos One.* 2016;11(4):e0153307. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0153307>.

Overdeest GM, Jacobs W, Vleggeert-Lankamp C, Thomé C, Gunzburg R, Peul W. Effectiveness of posterior decompression techniques compared with conventional laminectomy for lumbar stenosis. *Cochrane Database Syst Rev.* 2015;(3):CD010036. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD010036.pub2>.

Papadakis NC, Christakis DG, Tzagarakis GN, Chlouverakis GI, Kampanis NA, Stergiopoulos KN, Katonis PG. Gait variability measurements in lumbar spinal stenosis patients: part A. Comparison with healthy subjects. *Physiol Meas.* 2009;30:1171–1186. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/30/11/003>.

Park HJ, Sim T, Suh SW, Yang JH, Koo H, Mun JH. Analysis of coordination between thoracic and pelvic kinematic movements during gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J.* 2016;25:385–393. <https://doi.org/10.1007/s00586-015-3931-0>.

Pelegriñelli ARM, Silva MF, Guenka LC, Carrasco AC, Moura FA, Cardoso JR. Low back pain affects coordination between the trunk segments but not variability during running. *J Biomech.* 2020;101:109605. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109605>.

Revoll SI, Robinson JO, Rosen M, Hogg MI. The reliability of a linear analogue for evaluating pain. *Anaesthesia.* 1976;31(9):1191-1198. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2044.1976.tb11971.x>.

Romkes J, Bracht-Schweizer K. The effects of walking speed on upper body kinematics during gait in healthy subjects. *Gait Posture.* 2017;54:304–310. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.03.025>.

Seay JF, Van Emmerik RE, Hamill J. Influence of low back pain status on pelvis-trunk coordination during walking and running. *Spine.* 2011;36(16):E1070-E1079. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182015f7c>.

Shin SS, Yu JS, Yoon JY, Lee MR, An DH, Yoo WG. Strategy on navigating obstacle in patients with lumbar spinal stenosis: Relationship among trunk and pelvic movement, swing toe clearance, and muscle coordination of the stance limb. *J Back Musculoskeletal Rehabil.* 2018;31(6):1131-1138. <https://doi.org/10.3233/BMR-170927>.

Smith L, Preece S, Mason D, Bramah C. A comparison of kinematic algorithms to estimate gait events during overground running. *Gait Posture*. 2015;41(1):39-43. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.08.009>.

Artigo Original 2

(Artigo nas regras do *Journal of Applied Biomechanics*)

PADRÃO DE COORDENAÇÃO MULTISEGMENTAR DA COLUNA DE PACIENTES COM HÉRNIA DISCAL LOMBAR PRÉ E PÓS DISCECTOMIA COMPARADO A INDIVÍDUOS ASSINTOMÁTICOS

Resumo

Pacientes com diagnóstico de hérnia discal lombar podem necessitar de intervenções cirúrgicas para melhora de sintomas clínicos, contudo, estudos biomecânicos demonstram que após estes tratamentos, podem ocorrer alterações em outros segmentos da coluna. O estudo da coordenação multisegmentar pode auxiliar a compreensão dos mecanismos de movimento entre os segmentos durante a marcha. O objetivo do estudo é avaliar desfechos clínicos e biomecânicos de pacientes submetidos a discectomia nos períodos pré e pós operatórios (PO) (um, três e seis meses) comparados a controles. Dezoito sujeitos foram avaliados (7 pacientes e 11 controle) quanto a intensidade da dor e funcionalidade. Foram avaliados os padrões de coordenação por meio da técnica de *Vector Coding* durante a marcha por meio de sistema de cinemática. Após o procedimento cirúrgico, a intensidade da dor diminuiu de forma significativa em todas as avaliações e a funcionalidade apresentou melhora, porém não se manteve no 6º PO. Quanto aos padrões de coordenação, foram observadas diferenças com o grupo controle principalmente no plano transversal, entre os segmentos pelve e lombar-inferior e grande parte das diferenças encontradas no pré-operatório já se iguala aos controles no 1º PO.

Descritores: vector coding; cirurgia lombar; lombalgia específica, marcha.

Introdução

A hérnia discal é uma das principais causas de lombalgia específica, atingindo cerca de 4 a 10 % dos casos¹. Tem como principal sintoma a dor irradiada para os membros inferiores que pode estar associada a déficits motores e sensitivos². Alguns casos de hérnia podem necessitar de tratamento cirúrgico para melhora dos sintomas e função quando há falha no tratamento conservador³. A taxa de sucesso nestes casos para os desfechos como dor, função e qualidade de vida em longo prazo varia de 70 a 90 %⁴. Apesar da taxa de sucesso clínico, estudos com modelos biomecânicos demonstram que os procedimentos cirúrgicos podem levar a alterações secundárias em segmentos adjacentes⁵, nas pressões discais⁶ ou articulações facetárias^{7,8}. Porém, parte desses estudos são com espécimes de cadáveres^{5,7}, radiografias⁹, tomografias ou ressonância magnética durante movimentos específicos como flexão, extensão, flexão lateral e rotação da coluna com ou sem descarga de peso¹⁰⁻¹².

Sabe-se que a marcha é uma atividade essencial diária do ser humano e estudos cinemáticos não invasivos por meio de câmeras optoeletrônicas demonstram que indivíduos com hérnia discal podem apresentar alterações nos movimentos da coluna durante essa atividade, com redução da flexão lombar e aumento da rotação comparados a indivíduos controle¹³⁻¹⁵. Além disso, estudos que investigam a relação entre os segmentos da coluna durante a marcha medidos por meio de padrões de coordenação, demonstram que pacientes com lombalgia não específica¹⁶⁻¹⁸ ou

específica¹⁹ apresentam alterações e adaptações diferentes de indivíduos assintomáticos. Esses padrões de coordenação permitem avaliar não apenas o movimento entre os segmentos, mas também compreender as características e comportamentos dos movimentos intersegmentares^{17,20,21}.

Os poucos estudos que avaliaram marcha²² ou a coordenação¹⁹ de pacientes com degeneração discal utilizaram modelos biomecânicos unisegmentares, ou seja, considerando a coluna lombar como um segmento único. Outros estudos utilizaram modelos multisegmentares de coluna lombar, porém, não avaliaram pacientes que foram submetidos a procedimentos cirúrgicos durante a marcha¹³⁻¹⁵. Desta forma, este estudo busca responder se há diferenças nos desfechos clínicos e nos padrões de coordenação entre segmentos da coluna, avaliados de modo multisegmentar antes e após um, três e seis meses de um procedimento cirúrgico em pacientes com hérnia discal lombar comparado a indivíduos controle.

Método

Participantes

Dezoito sujeitos foram incluídos neste estudo longitudinal de acordo com os critérios de inclusão que foram de diagnóstico médico de hérnia discal lombar baseado em exames clínicos e de imagem com indicação cirúrgica por médico especialista, pareados com sujeitos controle, livres de dor, de acordo com o sexo, idade e IMC. Foram excluídos os pacientes com indicação cirúrgica por trauma, infecção ou tumor, que já realizaram cirurgias de coluna prévias, com diferença de comprimento de

membros inferiores superior a 5 cm, incapazes de deambular sem dispositivo auxiliar, gravidez, escoliose ou com disfunções de membros inferiores ou pelve que comprometessem a marcha. A amostra de conveniência foi dividida em dois grupos: hérnia (GH), com 7 participantes e controle (GC) com 11 participantes. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Instituição (#91724918.1.0000.5231) (Anexo 1) e os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice A).

Procedimentos cirúrgicos

Os pacientes foram encaminhados de acordo com a demanda a partir do consultório médico e as cirurgias foram realizadas por dois cirurgiões experientes em um hospital de referência seguindo protocolos e técnicas indicadas para cada caso, que poderiam consistir em remoção do fragmento herniado por meio de técnicas minimamente invasivas ou cirurgias abertas com ou sem artrodese ou laminectomia³.

Procedimentos de coleta

Os participantes do GH incluídos foram avaliados por um avaliador independente e experiente na semana anterior à data do procedimento cirúrgico, além dos períodos de um, três e seis meses após a cirurgia (*follow-up*) e os do GC foram avaliados apenas uma vez. Foram coletados dados antropométricos, além de desfechos relacionados à lombalgia, como intensidade da dor, por meio da Escala Visual Análoga (EVA) de 10 cm²³ referida no dia da coleta da marcha; e a funcionalidade por meio do questionário

de Roland-Morris (QRM), com uma pontuação de 0 a 24 com maiores pontuações relacionadas à pior funcionalidade²⁴.

Para a coleta da marcha, cinco marcadores anatômicos reflexivos foram posicionados nos processos espinhosos de T1, T6, L1, L3 e L5, oito marcadores auxiliares na lateral da coluna posicionados bilateralmente a uma distância de cinco cm da metade da distância entre os marcadores da coluna vertebral²⁵, espinha íliaca pósterio-inferior (EIPS), espinha íliaca ântero-superior (EIAS), terceiro metatarso (3MT) e tendão calcâneo (TC), bilateralmente. Uma ficha de controle das distâncias entre os marcadores foi utilizada de modo a garantir a consistência da localização dos marcadores entre as avaliações (Apêndice Q).

Um sistema de cinemática composto por 10 câmeras optoeletrônicas *Oqus 400* (*Qualisys Medical AB, Gothenburg, Suécia*) com uma taxa de aquisição de 240 Hz foi utilizado. Anteriormente a cada coleta, uma calibração de acordo com as recomendações do fabricante foi realizada de modo a garantir uma acurácia abaixo de 0,99 mm. Uma coleta estática de cinco segundos com o participante com os braços abduzidos a 90 °, descalços e com roupa de banho foi realizada para reconhecimento dos marcadores e construção do modelo anatômico.

Os participantes realizaram um aquecimento com familiarização de 5 minutos de marcha em um corredor de 10 metros no ambiente de coleta em velocidades auto selecionadas confortável e rápida e um cronômetro digital foi utilizado para controle das velocidades entre as avaliações, com início a partir do comando verbal “vai” e fim em uma marcação ao final do corredor. No total, dez ciclos válidos de marcha foram coletados em cada velocidade.

Processamento dos dados

Os dados cinemáticos foram processados por meio do *software Visual 3D V.5 Professional Edition (C-Motion Inc., Rockville, MD, EUA)*, no qual foram modelados a partir do posicionamento dos marcadores exportados após identificação dos mesmos e preenchimento de *gaps* de até 10 *frames* interpolados por meio de uma função polinomial de 3ª ordem pelo *software* QTM. As trajetórias foram filtradas por meio de um filtro *Butterworth* de 6ª ordem com frequência de corte de 10 Hz. Os ângulos dos segmentos pelve, lombar superior e inferior e torácica superior e inferior foram calculados em relação ao sistema de coordenadas global do laboratório. Para a pelve, foi utilizado o modelo CODA, com a origem posicionada no ponto médio entre a EIAS, com eixo X apontando para a EIAS direita, Y na direção do ponto médio das EIPS e Z perpendicular aos demais eixos. O mesmo sistema de coordenadas foi utilizado para os segmentos lombares e torácicos, contudo, a origem da lombar inferior foi posicionada no ponto médio entre L5 e L3, lombar superior entre L3 e L1, torácica inferior entre L1 e T6 e torácica superior entre T6 e T1 (Christe et al., 2016). Os dados foram normalizados pela posição estática e pelo tempo em 101 pontos de acordo com o ciclo da marcha do contato inicial do calcâneo direito, determinado pela maior distância vertical entre os marcadores da EIPS e o TC, até o próximo contato consecutivo do calcâneo direito definido a partir da maior distância vertical entre os marcadores da EIPS e o MT3²⁶.

Os dados angulares foram exportados para o programa *Matlab*, que apresenta rotina específica para o cálculo da coordenação intersegmentar entre pelve e lombar

inferior, lombar inferior e lombar superior, lombar superior e torácica inferior e torácica inferior e torácica superior por meio da técnica de *Vector Coding* nos três planos de movimento (XYZ). Foram realizados diagramas ângulo-ângulo por meio da qual foram calculados os ângulos de acoplamento entre os segmentos que posteriormente foram categorizados a partir de uma amplitude de 45° em padrões de coordenação em fase (movimentos na mesma direção), anti-fase (movimentos em direção oposta) ou com o predomínio de um segmento em relação ao outro, de acordo com Chung et al. (2008)²⁷ (Tabela 2) (Apêndice D). O ciclo da marcha foi subdividido em contato inicial (0-12 %), resposta à carga (13-31 %), apoio médio (32-50 %), pré-oscilação (51-62 %) e oscilação (63-100 %)²⁷ (Chang et al., 2008).

Tabela 2 – Categorização dos ângulos de acoplamento.

Padrão de coordenação	Amplitude do ângulo de acoplamento
Anti-fase	$112,5^\circ \leq \Phi < 157,5^\circ$; $292,5^\circ \leq \Phi < 337,5^\circ$
Em fase	$22,5^\circ \leq \Phi < 67,5^\circ$; $202,5^\circ \leq \Phi < 247,5^\circ$
Predomínio do segmento X	$0^\circ \leq \Phi < 22,5^\circ$; $157,5^\circ \leq \Phi < 202,5^\circ$; $337,5^\circ \leq \Phi < 360^\circ$
Predomínio do segmento Y	$67,5^\circ \leq \Phi < 112,5^\circ$; $247,5^\circ \leq \Phi < 292,5^\circ$

Legenda: Φ (ângulo de acoplamento). Adaptado de Chang et al. (2008)²⁷.

Análise estatística

Os desfechos clínicos tiveram sua normalidade testadas por meio do teste de *Shapiro-Wilk* e quando o pressuposto foi aceito os dados foram apresentados em média (\bar{x}) e desvio padrão (DP) e caso contrário em mediana e seus respectivos quartis (25-75 %) com seus intervalos de confiança de 95 % (IC 95 %). Um modelo de Equações de

Estimativas Generalizadas (EEG) foi aplicado para a comparação entre os grupos e os tempos de avaliação. Este modelo permite avaliar dados longitudinais de acordo com a variação de tempo e correlações entre medidas repetidas. Quando o *Wald Chi-square* apresentou significância, o *post-hoc* de *Bonferroni* foi aplicado para identificar as diferenças por meio de uma sintaxe específica. Os tamanhos do efeito foram calculados para os resultados estatisticamente significantes por meio da função no *Matlab*®, por meio de uma fórmula de regressão (estimador robusto) (R^2).

As variáveis de coordenação foram analisadas para cada participante por meio da estatística circular com a obtenção de um único valor de média e desvio padrão para cada fase da marcha. A comparação entre os ângulos de acoplamento entre os períodos e entre os grupos foi realizada por meio da ANOVA circular de um fator ou pelo teste de *Watson-Williams* de acordo com a natureza dos dados circulares realizadas por uma rotina no *Matlab* (*The MathWorks Inc., Natick, MA*)²⁸. A significância estatística adotada foi de 5 %. Os cálculos foram realizados no programa SPSS, versão 25 (*IBM SPSS*®, *Armonk, NY, EUA*).

Resultados

As características da amostra para o GH foram: 4 (57,1 %) mulheres e 3 (42,9 %) homens, com idade \bar{x} (DP) de 44,2 (8,8) anos e IMC 27,1 (2,87) kg/cm²; e para o GC: 7 (63,4 %) mulheres e 4 (36,6 %) homens, com idade de 50,3 (4,6) anos e IMC 25,9 (0,6) kg/cm². Os dados de diagnóstico, bem como tipo de cirurgia e fisioterapia são apresentados no Apêndice S. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos nas características da amostra. Para os desfechos

clínicos, a intensidade da dor apresentou redução estatisticamente significativa no 1º PO ($R^2 = 0,40$), 3º PO ($R^2 = 0,82$) e no 6º PO ($R^2 = 0,65$), comparados ao pré-operatório, enquanto que para a funcionalidade, foram observadas diferenças estatisticamente significantes no 1º PO ($R^2 = 0,16$) e no 3º PO ($R^2 = 0,50$) (Tabela 3). Paciente algum apresentou complicações intra ou pós-operatórias durante o seguimento do estudo.

Para os ângulos de acoplamento entre os segmentos pelve e lombar inferior (Figura 5) no período pré-operatório, foram identificadas diferenças estatisticamente significantes entre o GH e o GC na resposta à carga (26 a 31 %) no plano transversal, desaparecendo já no 1º PO, com o GC apresentando predomínio em pelve e o GH padrão em fase. Também foram encontradas diferenças no apoio médio da marcha, na faixa entre 40 a 44 % do ciclo no plano frontal, com padrão em anti-fase no GC e predomínio da lombar inferior no GH e esta diferença se mantém apenas até o 1º PO e na faixa entre 43 a 46 % no plano sagital, com padrão em fase no GC e predomínio de pelve no GH, desaparecendo nas demais avaliações. Na fase inicial da oscilação, no plano transversal (68 a 72 %) foram encontradas diferenças entre os grupos no pré-operatório, com GC com padrão em fase e GH em anti-fase, esta diferença desaparece no 1º PO e reaparece apenas no 3º PO, com mudança de anti-fase para predomínio em pelve no GH, enquanto no plano sagital (70 a 73 %) o GC não apresenta um padrão definido e o GH apresenta padrão em pelve, as diferenças se mantém no 1º PO e desaparecem a partir do 3º PO, assim como na fase final da oscilação (90 a 95 %) no mesmo plano com o GC com padrão em fase e o GH sem padrão definido.

Tabela 3 – Comparação dos desfechos clínicos dos pacientes com hérnia discal lombar no pré-operatório, 1º, 3º e 6º PO.

	Pré-op \bar{x} (DP)	1º PO \bar{x} (DP)	3º PO \bar{x} (DP)	6º PO \bar{x} (DP)	Pré-op / 1º PO DM [IC 95%] <i>P</i>	Pré-op / 3º PO DM [IC 95%] <i>P</i>	Pré-op / 6º PO DM [IC 95%] <i>P</i>
Dor no dia (cm)	7,0 (0,4)	3,7 (1,0)	1,0 (0,5)	2,0 (0,8)	3,4 [1,0;5,7] 0,001	6,0 [3,9;8,1] <0,001	5,0 [2,6;7,4] <0,001
Roland-Morris (pontos)	12,8 (1,7)	9,0 (1,62)	5,4 (0,8)	7,8 (2,2)	3,8 [0,3-7,4] 0,025	7,4 [3,7-11,0] <0,001	5,0 [-0,1-10,1] 0,059

Legenda: Pré-op (pré-operatório), \bar{x} (média), DP (desvio-padrão), DM (diferença da média); IC 95 % (intervalo de confiança de 95%); cm (centímetros).

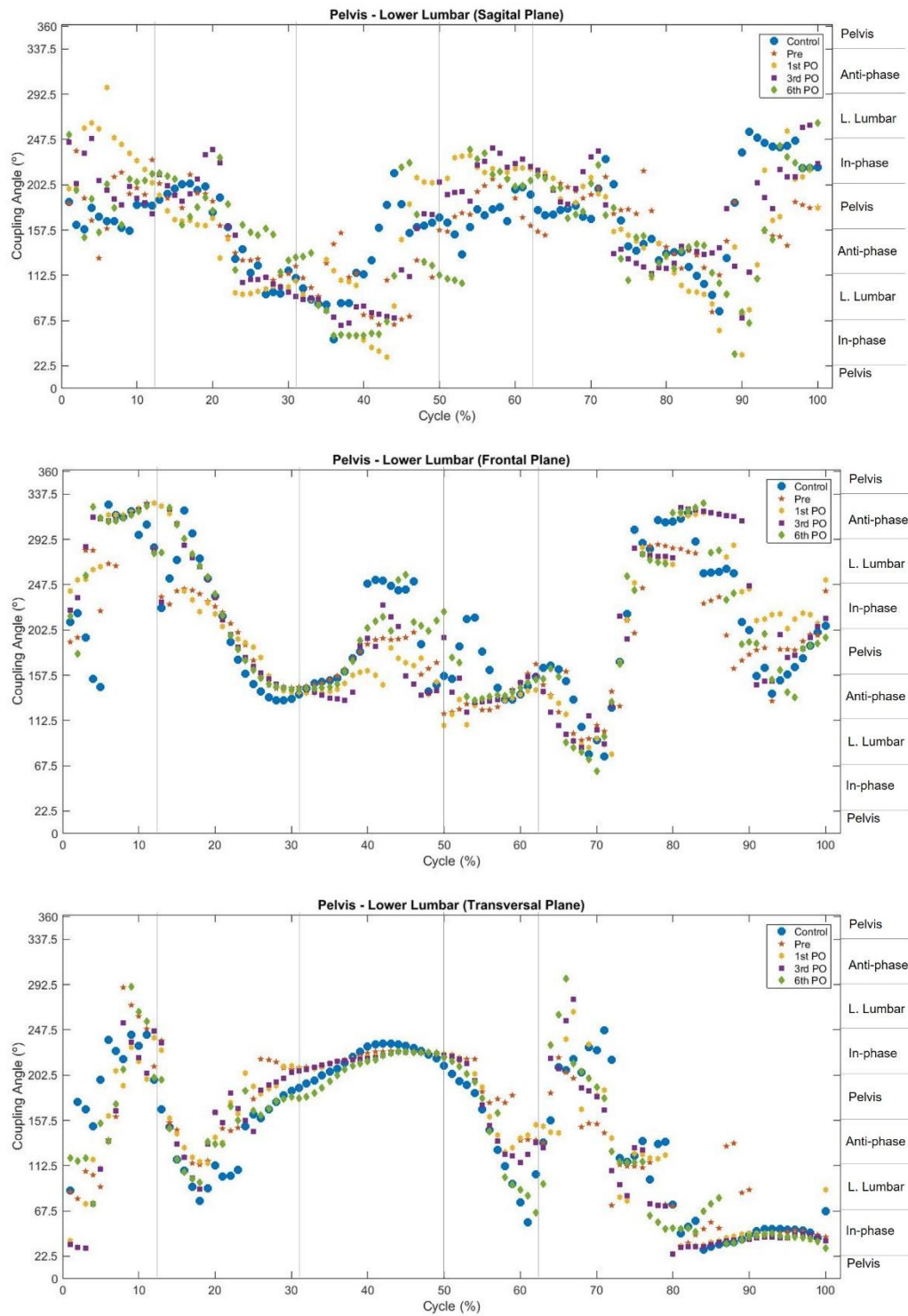


Figura 5 – Ângulos de acoplamento entre pelve e lombar inferior.

Entre os segmentos lombares (inferior e superior) (Figura 6) no pré-operatório, diferenças foram encontradas no contato inicial (3 a 7 %) no plano frontal, com GC sem padrão definido e GH padrão em fase e no apoio médio (36 a 45 %) no plano sagital, com GC com padrão em fase e perduraram em todas as avaliações, contudo, no apoio médio, o GH apresentou predomínio de lombar inferior no pré-operatório e no 1º PO, alterando para padrão em anti-fase no 3º PO e 6º PO. No início da oscilação (68 a 73 %), no plano transversal, o GH apresenta diferenças estatisticamente significantes com o GC, com predomínio de lombar inferior, do período pré-operatório até o 1º PO, desaparecendo no 3º PO e reaparecendo no 6º PO, com padrão em anti-fase no GH. Já no final da oscilação (90 a 97 %), no plano sagital, essa faixa reduz até 93 % no 1º PO, desaparece no 3º PO e retorna no 6º PO, com padrão de predomínio em lombar inferior no GC e em anti-fase no GH.

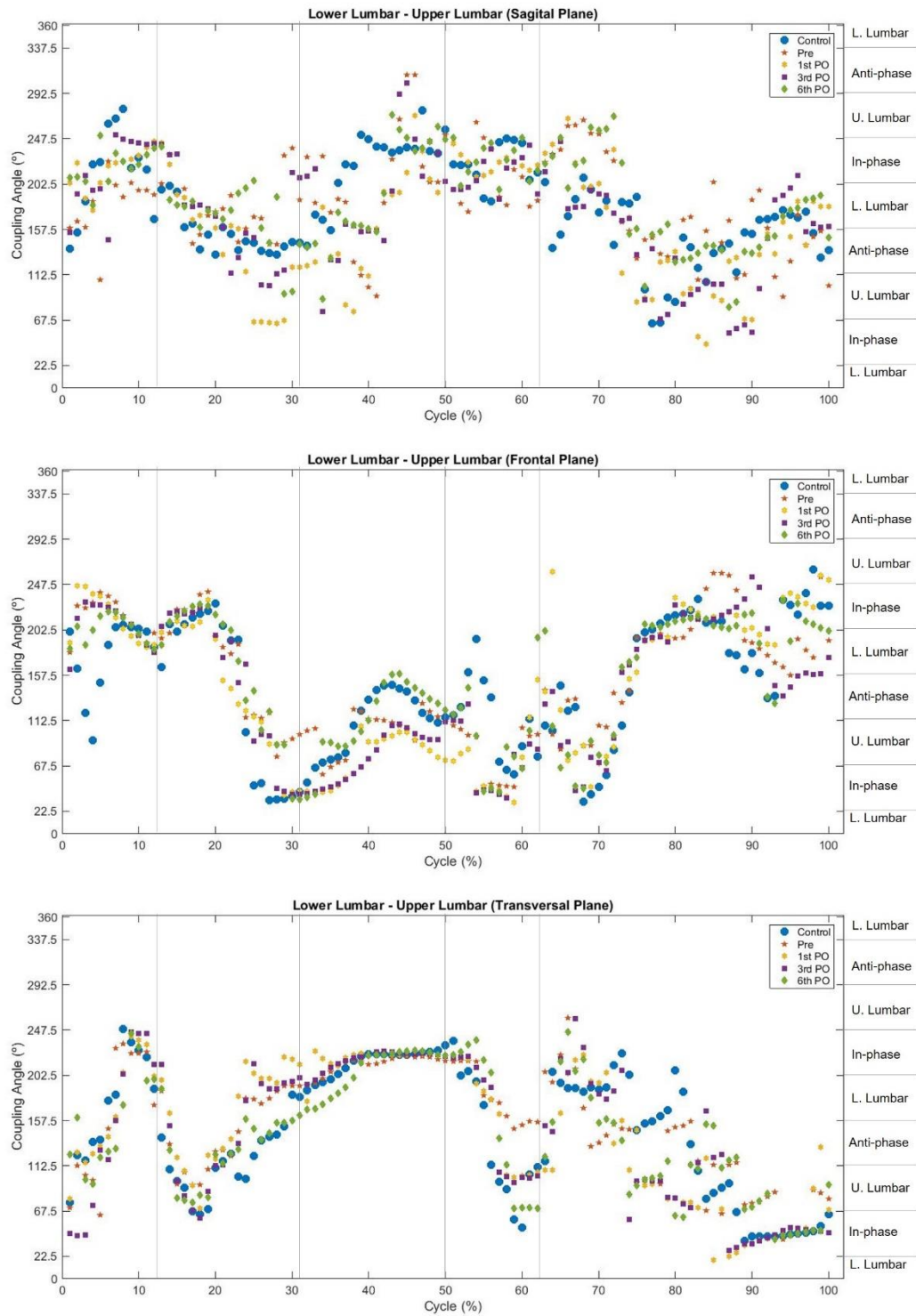


Figura 6 – Ângulo de acoplamento entre lombar inferior e lombar superior.

Quando observados os ângulos entre os segmentos lombar superior e torácica inferior (Figura 7), no período pré-operatório, são encontradas diferenças entre o GH com o GC que se mantém em todas as avaliações no contato inicial (3 a 7 %) e na pré-oscilação (53 a 57 %) no plano frontal com CG com padrão em torácica inferior e GH em anti-fase em ambas as fases da marcha, além da fase de oscilação (73 a 81 %) no plano transversal, com GC com predomínio da torácica inferior, enquanto o GH, no pré-operatório e 3º PO predomínio em lombar superior e nas demais avaliações padrão em fase. Na fase de resposta à carga, a diferença no pré-operatório vai da faixa de 23 a 26 % para uma faixa de 23 a 30 % no 1º PO e desaparece nas demais avaliações com padrão de predomínio de torácica inferior para o GC e anti-fase no GH.

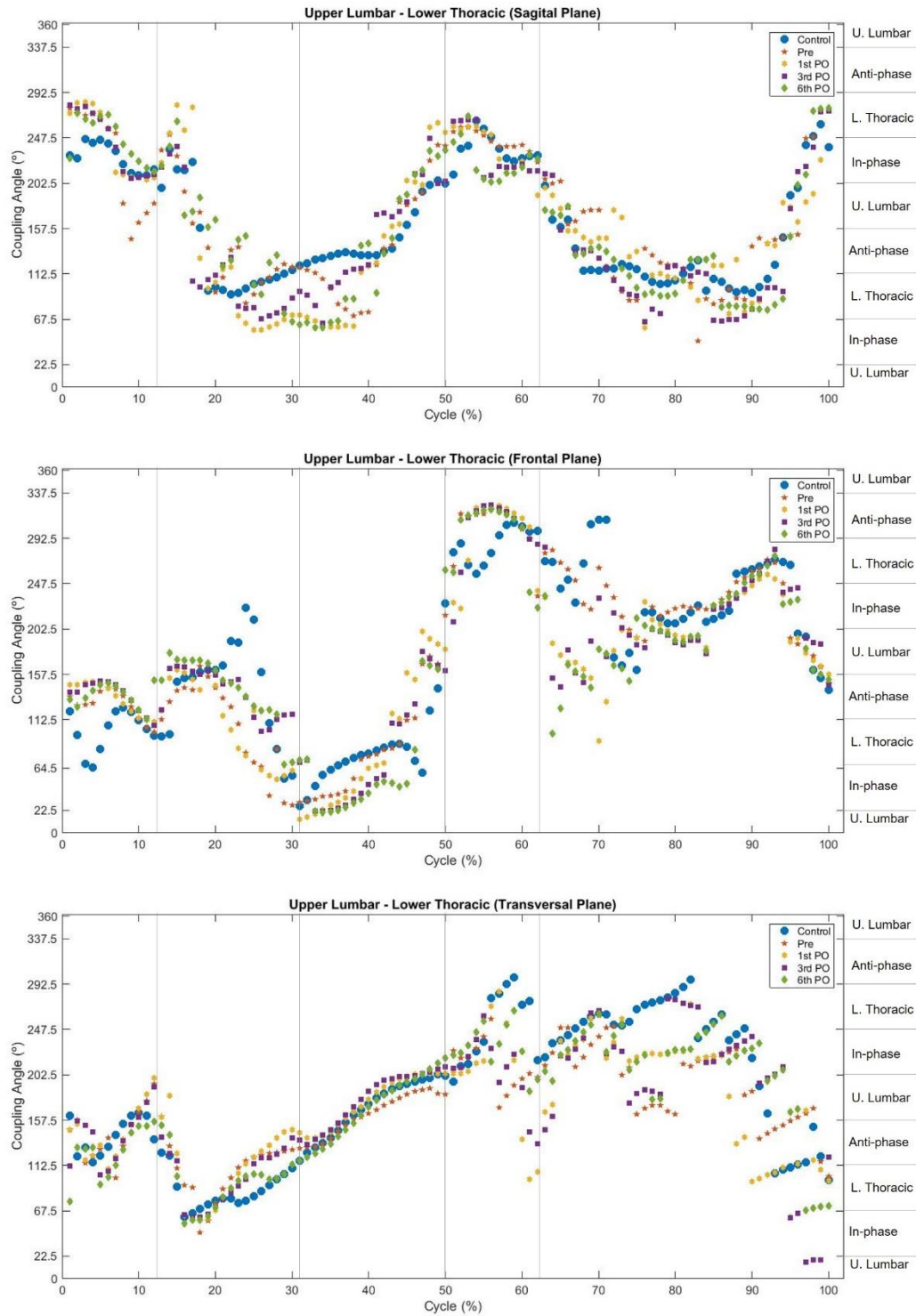


Figura 7 – Ângulo de acoplamento entre lombar superior e torácica inferior.

No pré-operatório, diferenças estatisticamente significantes foram encontradas entre os segmentos torácicos (inferior e superior) na fase de resposta à carga entre os grupos no plano frontal (20 a 28 %) com padrão em anti-fase no GH e predomínio de torácica superior no GC, já desaparecendo no 1º PO (Figura 8). No final do apoio médio (42 a 49%), no plano frontal, foram encontradas diferenças entre os grupos até o 3º PO de modo que o GC inicia em padrão em fase de 42 a 46 %, passando para padrão em torácica inferior de 46 a 49 %, enquanto o GH passa de predomínio em torácica superior a padrão em fase. No mesmo plano, na fase de oscilação (71 a 75 %) as diferenças aparecem apenas no pré-operatório e no 6º PO, com GC com padrão com predomínio em torácica superior e GH em anti-fase. No plano transversal, entre a faixa de 76 a 80 % do ciclo as diferenças foram encontradas no período pré-operatório, desaparece no 1º PO e retorna no 3º PO e 6º PO com padrão em fase no GH e predomínio da torácica superior no GH, contudo, no final da oscilação (93 a 98 %) a diferença persiste em todas as avaliações com predomínio da torácica superior no GC, padrão em fase no pré-operatório e sem padrão definido nas demais avaliações do GH.

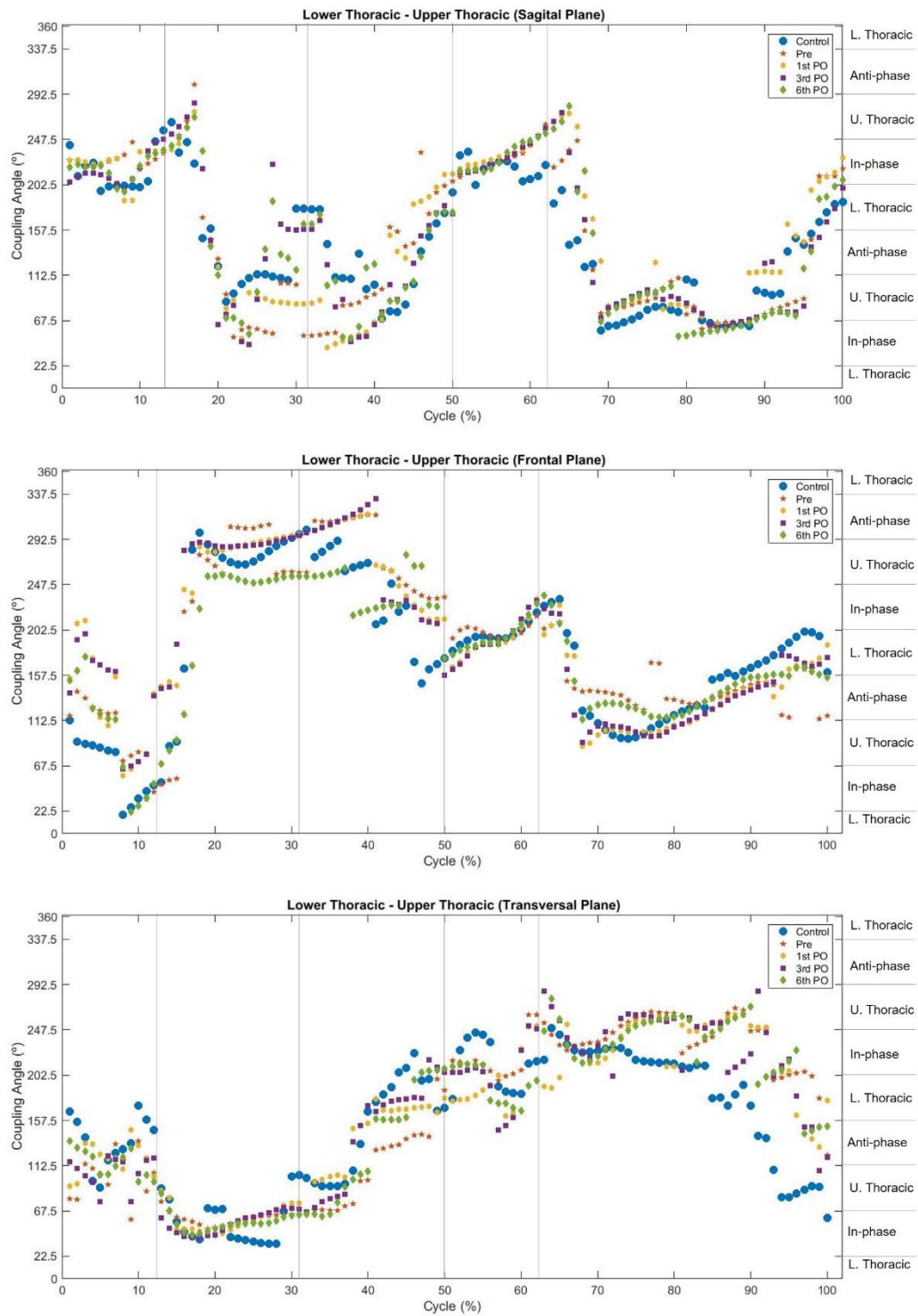


Figura 8 – Ângulo de acoplamento entre torácica inferior e torácica superior.

Após a cirurgia, no 1º PO, algumas diferenças que não apareciam no pré-operatório entre o GH e o GC apareceram entre os segmentos pelve e lombar inferior durante o contato inicial (4 a 9 %) (GC com padrão em pelve e GH predomínio de lombar inferior) e pré-oscilação (53 a 56 %) no plano sagital (GC com predomínio de pelve e GH padrão em fase), desaparecendo nas demais avaliações. Ainda no plano frontal e nos mesmos segmentos, na pré-oscilação (53 a 55 %) surgem diferenças entre os grupos no 1º PO que são mantidas apenas no 3º PO (GH com padrão em anti-fase e GC sem padrão definido) e na fase inicial da oscilação (64 a 67 %), diferença mantida até o 6º PO, com o GH com predomínio em lombar inferior e GC com padrão em anti-fase. Além disso, os ângulos de acoplamento entre os segmentos lombares (inferior e superior) no plano frontal na fase de apoio médio da marcha (39 a 43 %) aparece no 1º PO e persiste até o 3º PO, com GH com predomínio de lombar inferior e GC padrão em anti-fase.

Discussão

O presente estudo buscou investigar desfechos clínicos como intensidade da dor e funcionalidade de pacientes com diagnóstico de hérnia discal lombar submetidos a intervenção cirúrgica nos períodos pré e pós-operatórios de um, três e seis meses, além dos padrões de coordenação intersegmentar da coluna vertebral comparado a indivíduos assintomáticos nos mesmos períodos. Quanto aos desfechos clínicos, a intensidade da dor reduz logo após o procedimento cirúrgico (1º PO) e essa redução se mantém a médio (3º PO) e em longo prazo (6º PO), a funcionalidade também apresenta melhora, porém, não se mantém no 6º PO comparada à avaliação inicial. Nos padrões

de coordenação, são observadas diferenças entre os indivíduos do GH e do GC em todos os pares de segmentos avaliados (pelve, lombar inferior, lombar superior, torácica inferior e torácica superior), principalmente na fase de oscilação da marcha no plano transversal. Após a cirurgia, grande parte das diferenças encontradas no pré-operatório já desaparecem no 1º PO, principalmente entre a pelve e a lombar inferior. No 3º PO, algumas diferenças que não foram observadas no 1º PO reaparecem, principalmente nos segmentos pelve e lombar inferior e torácicos (superior e inferior). Algumas alterações permanecem mesmo no 6º PO no contato inicial da marcha no plano frontal entre os segmentos lombares (superior e inferior) e lombar superior e torácica inferior.

Desfechos clínicos

A intensidade da dor logo após a cirurgia reduziu 47 % logo no 1º PO, com tamanho do efeito grande, 85 % no 3º PO comparado ao pré-operatório, com tamanho do efeito grande e mesmo tendo aumentado levemente no 6º PO, a redução comparada ao pré-operatório foi de 71 %, com tamanho do efeito grande; reduções consideradas melhoras clinicamente importantes²⁹. Outros estudos com amostras semelhantes a do presente estudo (idade, IMC) também encontraram reduções significativas na intensidade da dor lombar em pacientes submetidos a discectomia lombar nos períodos de um^{30,31}, três^{30,32,33} e seis meses^{31,33} após a cirurgia. A mínima mudança detectável (MMD) para o desfecho de intensidade da dor é de 2 cm³⁶ e observa-se que após a cirurgia, os pacientes com hérnia atingiram a MMD em todas as avaliações comparado ao pré-operatório, demonstrando a eficácia do tratamento para este desfecho.

Quanto a funcionalidade, medida por meio do questionário Roland-Morris, observou-se uma melhora de 29 % no 1º PO, com tamanho do efeito médio, 57 % no 3º PO, com tamanho do efeito grande, e apesar de não apresentar diferença estatisticamente significativa no 6º PO, a funcionalidade teve uma melhora de 39%, mais uma vez demonstrando ser clinicamente importante²⁹. Além disso, a MMD para a funcionalidade é de 5 pontos³⁶, mudança observada apenas no 3º e 6º PO, o que demonstra que mesmo após 6 meses de PO os pacientes apresentam melhora neste desfecho, apesar de não ter sido observada diferença com significância. Os pacientes do GH apresentavam no período pré-operatório uma disfunção considerada moderada, uma vez que uma pontuação acima de 14 é considerada severa²⁴. Estudos com pacientes com disfunção severa, apresentam resultados conflitantes quanto ao tempo para melhora deste desfecho^{30,31,34}. Enquanto o estudo de Papanastasiou et al. (2020)³¹ apresenta melhores resultados somente após seis meses de PO, outros autores^{31,35} demonstram que após 2 a 3 meses já há um aumento da funcionalidade. Por outro lado, com amostras com disfunção moderada os resultados suportam que o procedimento de discectomia é eficaz para a melhora deste desfecho em pacientes com hérnia discal lombar em curto prazo³².

Padrões de coordenação

Poucos estudos avaliaram a marcha em pacientes com diagnóstico de hérnia lombar¹³⁻¹⁵ e apenas um investigou a coordenação por meio da técnica de *Relative Fourier Phase* com modelos rígidos entre segmentos pélvicos, tórax e membros superiores¹⁹. Este é o primeiro artigo a investigar pacientes submetidos a cirurgia para

correção da hérnia discal lombar quanto aos padrões de coordenação por meio da técnica de *Vector Coding* com modelo multisegmentar durante a marcha antes e após a intervenção cirúrgica.

As maiores diferenças entre os padrões de coordenação entre os grupos, neste estudo foi no plano transversal, corroborando com outros estudos^{14,19,35}. De acordo com Kuai et al. (2017)¹⁴, quando se avaliam os movimentos principalmente da pelve e lombar inferior em pacientes com hérnia discal lombar, o plano transversal parece ser o principal plano a ser avaliado. Um estudo recente comparou a frequência dos padrões de coordenação de pacientes com hérnia discal lombar a indivíduos controle durante a marcha em velocidade confortável e diferenças foram encontradas entre os grupos apenas entre os segmentos pelve e lombar inferior na fase de apoio no plano sagital (GH: predomínio de pelve; GC: padrão em fase) e frontal (GH: predomínio lombar inferior e GC: padrão em anti-fase); e na fase de oscilação no plano transversal, no qual o GH apresentou menor frequência de predomínio da pelve comparado ao GC³⁷. Quanto a fase da marcha, as maiores diferenças encontradas foram na fase de oscilação e uma possível explicação para este fato é devido à dificuldade de propriocepção e feedback periférico do sistema nervoso central (SNC) para a adaptação e controle dos movimentos da coluna nos pacientes acometidos com hérnia discal lombar¹⁵.

No 1º PO algumas diferenças encontradas nos ângulos de acoplamento do pré-operatório se igualam entre os grupos, principalmente entre os segmentos pelve e lombar inferior nos planos frontal (na fase de apoio médio da marcha) e sagital (na fase de oscilação da marcha). Um estudo com pacientes com diagnóstico de lombalgia específica demonstrou que o procedimento cirúrgico de descompressão é eficaz na

melhora dos desfechos tanto clínicos quanto biomecânicos, como movimentos entre os segmentos da coluna lombar, torácica e pelve após um mês da intervenção³⁸. As diferenças entre os segmentos lombares (inferior e superior) na fase final da oscilação no plano sagital, entre a lombar superior e torácica inferior no plano transversal e entre os segmentos torácicos no plano frontal na resposta à carga e no plano transversal na fase de oscilação também desaparecem logo após a cirurgia (1º PO), demonstrando que o procedimento cirúrgico foi capaz de alterar o padrão de coordenação mesmo em curto prazo, o que pode estar relacionado com a redução da dor e melhora da funcionalidade. No plano sagital, nas fases de contato inicial e de apoio médio surgem diferenças entre os grupos apenas no 1º PO entre os segmentos pelve e lombar inferior, desaparecendo nas demais avaliações. Apesar da redução da dor e melhora da funcionalidade, na fase de apoio da marcha ocorre um aumento da lordose lombar com possível aumento da pressão discal³⁹ e após a cirurgia os pacientes podem apresentar, ainda, mecanismos de proteção principalmente realizando retificações da coluna lombar ou retroversão pélvica para realizar a fase de apoio da marcha¹³.

Após três meses da cirurgia, diferenças entre os grupos que eram observadas no pré-operatório e persistiram no 1º PO desaparecem, como entre os segmentos lombares (inferior e superior) no plano sagital no final da oscilação da marcha e no plano transversal na fase inicial da oscilação da marcha, entre os segmentos torácicos (inferior e superior) na fase de apoio médio da marcha no plano frontal e na resposta à carga no plano transversal. Diversos estudos apontam que após quatro a seis semanas após cirurgias corretivas da coluna se dão início aos programas de exercícios^{22,40}, o que pode auxiliar a recuperação funcional³⁴ e de movimentos²² destes pacientes, o que pode ter ocasionado a aproximação dos padrões de coordenação aos indivíduos

controle após três meses de PO. Apesar disso, algumas diferenças que haviam desaparecido no 1º PO reaparecem no 3º PO, como na fase inicial na oscilação entre os segmentos pelve e lombar inferior e na oscilação entre os segmentos torácicos (inferior e superior) no plano transversal. Finalmente, após seis meses de PO, as demais diferenças que eram observadas entre os grupos desaparecem, contudo, na fase de oscilação entre os segmentos lombares (inferior e superior) no plano sagital as diferenças que não eram observadas no 3º PO retornam. Além disso, entre os segmentos lombares (superior e inferior) e lombar superior e torácica inferior no contato inicial da marcha no plano frontal se perpetuam em todas as avaliações. Kuai et al. (2018)¹⁵ avaliaram o ritmo e continuidade de movimentos de modo multisegmentar da coluna e os autores observaram que pacientes com hérnia discal apresentam dificuldade no senso de posição da coluna, principalmente durante a oscilação da marcha e entre segmentos que possuem movimentos de baixa amplitude e que ocorrem próximo à zona neutra da coluna, desta forma, mesmo com a melhora dos desfechos clínicos e aproximação aos indivíduos controle, os pacientes do GH podem apresentar dificuldade na manutenção dos padrões de coordenação ao longo do tempo¹⁵.

Algumas limitações devem ser citadas quanto a este estudo: o poder do estudo pode ter influenciado nos resultados; apesar de ter sido utilizada uma ficha de controle da distância dos marcadores e da experiência do avaliador, deve-se considerar a possibilidade de erro ou diferença na colocação dos marcadores entre os períodos de avaliação, além do fato do procedimento cirúrgico ter a possibilidade de alterar o posicionamento dos processos espinhosos da coluna; a marcha foi realizada em velocidade auto-selecionada em solo e apesar do controle das velocidades por meio de

cronômetro digital, também é passível de flutuações; a velocidade confortável foi considerada no pré-operatório e os pacientes após o procedimento cirúrgico podem ter aumentado a capacidade de marcha, com aumento da velocidade de preferência, porém, necessitaram realizar ajustes para manutenção da velocidade pré-operatória, o que pode ter alterado o padrão de marcha.

Para a prática clínica, sugere-se que após a liberação médica para o exercício, sejam observados os movimentos entre os segmentos torácicos e pélvicos, além da lombar, principalmente nos movimentos de rotação. Além disso, é importante o trabalho de percepção e propriocepção do segmento lombar em diferentes posições, de modo a facilitar a adaptação às posturas que provém menores *feedbacks* sensoriais, como observado na fase de oscilação da marcha neste estudo.

Referências

1. Golob AL, Wipf JE. Low back pain. *Med Clin N Am*. 2014;98(3):405–428.
2. Hao DJ, Duan K, Liu TJ, et al. Development and clinical application of grading and classification criteria of lumbar disc herniation. *Medicine (Baltimore)*. 2017;96(47):e8676.
3. Vialle LR, Vialle EN, Suárez Henao JE, et al. Lumbar disc herniation. *Rev Bras Ortop*. 2015;45(1):17-22.
4. Otani K, Kikuchi S, Sato K, et al. Does the fusion of a lumbar disk herniation improve the clinical outcome? an investigation with a minimum 10-year follow-up. *J Spinal Disord Tech*. 2014;27(4):196-201.
5. Karakaşlı A, Ceçen B, Erduran M, et al. Rigid fixation of the lumbar spine alters the motion and mechanical stability at the adjacent segment level. *Eklemler Hastalıkları Cerrahisi*. 2014;25(1):42-46.
6. Rao RD, David KS, Wang M. Biomechanical changes at adjacent segments following anterior lumbar interbody fusion using tapered cages. *Spine*. 2005;30(24):2772-2776.
7. Little JS, Ianuzzi A, Chiu JB, et al. Human lumbar facet joint capsule strains: II. Alteration of strains subsequent to anterior interbody fixation. *Spine J*. 2004;4(2):153-162.
8. Dreischarf M, Schmidt H, Putzier M, et al. Biomechanics of the L5-S1 motion segment after total disc replacement - Influence of iatrogenic distraction, implant positioning

- and preoperative disc height on the range of motion and loading of facet joints. *J Biomech.* 2015;48(12):3283-3291.
9. Champain S, Mazel C, Mitulescu A, et al. Quantitative analysis in outcome assessment of instrumented lumbosacral arthrodesis. *Eur Spine J.* 2007;16(8):1241-1249.
 10. Lao L, Daubs MD, Takahashi S, et al. Kinetic magnetic resonance imaging analysis of lumbar segmental motion at levels adjacent to disc herniation. *Eur Spine J.* 2016;25(1):222-229.
 11. Splendiani A, Ferrari F, Barile A, et al. Occult neural foraminal stenosis caused by association between disc degeneration and facet joint osteoarthritis: demonstration with dedicated upright MRI system. *Radiol Med.* 2014;119(3):164-174.
 12. Tarantino U, Fanucci E, Iundusi R, et al. Lumbar spine MRI in upright position for diagnosing acute and chronic low back pain: statistical analysis of morphological changes. *J Orthop Traumatol.* 2013;14(1):15-22.
 13. Kuai S, Liao Z, Zhou W, et al. The effect of lumbar disc herniation on musculoskeletal loadings in the spinal region during level walking and stair climbing. *Med Sci Monit.* 2017;23:3869-3877.
 14. Kuai S, Zhou W, Liao Z, et al. Influences of lumbar disc herniation on the kinematics in multi-segmental spine, pelvis, and lower extremities during five activities of daily living. *BMC Musculoskelet Disord.* 2017;18:216.
 15. Kuai S, Guan X, Zhou W, et al. Continuous lumbar spine rhythms during level walking, stair climbing and trunk flexion in people with and without lumbar disc herniation. *Gait Posture.* 2018;63:296-301.
 16. Lamoth CJ, Beek PJ, Meijer OG. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during gait. *Gait Posture.* 2002;16(2):101-114.
 17. Lamoth CJ, Meijer OG, Daffertshofer A, et al. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *Eur Spine J.* 2006;15(1):23-40.
 18. Seay JF, Van Emmerik RE, Hamill J. Influence of low back pain status on pelvis-trunk coordination during walking and running. *Spine.* 2011;36(16):E1070-E1079.
 19. Huang YP, Brujin SM, Lin JH, et al. Gait adaptations in low back pain patients with lumbar disc herniation: trunk coordination and arm swing. *Eur Spine J.* 2011;20:491-499.
 20. Needham RA, Naemi R, Chockalingam N. Quantifying lumbar-pelvis coordination during gait using a modified vector coding technique. *J Biomech.* 2014;47(5):1020-1026.
 21. Park HJ, Sim T, Suh SW, et al. Analysis of coordination between thoracic and pelvic kinematic movements during gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J.* 2016;25:385-393.
 22. Sardaru DP, Moldoveanu SA, Pendefunda L. Trunk and Hip Analysis During Gait in Post-Discectomy, Active Lumbar Stabilization. *Rev Med Chir Soc Med Nat Iasi.* 2016;120(4):834-840.
 23. Revill SI, Robinson JO, Rosen M, et al. The reliability of a linear analogue for evaluating pain. *Anaesthesia.* 1976;31(9):1191-1198.
 24. Nusbaum L, Natour J, Ferraz MB, et al. Translation, adaptation and validation of the Roland-Morris questionnaire-Brazil Roland-Morris. *Braz J Med Biol Res.* 2001;34(2):203-210.

25. Christe G, Redhead L, Legrand T, et al. Multi-segment analysis of spinal kinematics during sit-to-stand in patients with chronic low back pain. *J Biomech.* 2016;49(10):2060-2067.
26. Smith L, Preece S, Mason D, et al. A comparison of kinematic algorithms to estimate gait events during overground running. *Gait Posture.* 2015;41(1):39-43.
27. Chung R, Van Emmerik R, Hamill J. Quantifying rearfoot-forefoot coordination in human walking. *J Biomech.* 2008;41(14):3101-3105.
28. Silvernail JF, van Emmerik REA, Boyer K, et al. Comparisons of Segment Coordination: An Investigation of Vector Coding. *J Appl Biomech.* 2018;34(3):226-231.
29. Puhl AA, Reinhart CJ, Rok ER, et al. An examination of the observed placebo effect associated with the treatment of low back pain - a systematic review. *Pain Res Manag.* 2011;16(1):45-52.
30. Vishwanathan K, Braithwaite I. Responsiveness of Commonly Used Patient-Reported Outcome Instruments in Lumbar Microdiscectomy. *Asian Spine J.* 2019;13(5):753-762.
31. Papanastasiou EI, Theodorou DJ, Theodorou SJ, et al. Association between MRI findings and clinical outcomes in a period of 5 years after lumbar spine microdiscectomy. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2020;30(3):441-446.
32. Guilfoyle MR, Ganesan D, Seeley H, et al. Prospective study of outcomes in lumbar discectomy. *Br J Neurosurg.* 2007;21(4):389-395.
33. Yüce I, Kahyaoğlu O, Mertan P, et al. Analysis of clinical characteristics and surgical results of upper lumbar disc herniations. *Neurochirurgie.* 2019;65(4):158-163.
34. Gencay-Can A, Gunendi Z, Can SS, et al. The effects of early aerobic exercise after single-level lumbar microdiscectomy: a prospective, controlled trial. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2010;46(4):489-496.
35. Muller R, Ertelt T, Blickhan R. Low back pain affects trunk as well as lower limb movements during walking and running. *J Biomech.* 2015;48(6):1009-1014.
36. Heinemann A, Ehrlich-Jones L. Rehabilitation measures database. Available at:<http://www.rehabmeasures.org> (Accessed: 31 August 2020)
37. Silva MF. Análise de coordenação entre coluna torácica, lombar e pelve de pacientes com lombalgia específica no pré e pós-operatório. 2020. 121 f. Tese de Doutorado (Programa de Pós-Graduação em Educação Física UEL/UEM) - Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2020.
38. Kuwahara W, Deie M, Fujita N, et al. Characteristics of thoracic and lumbar movements during gait in lumbar spinal stenosis patients before and after decompression surgery. *Clin Biomech.* 2016;40:45-51.
39. Igawa T, Katsuhira J, Hosaka A, et al. Kinetic and kinematic variables affecting trunk flexion during level walking in patients with lumbar spinal stenosis. *Plos One.* 2018;13(5):e0197228.
40. Rushton A, Zoulas K, Powell A, et al. Physical prognostic factors predicting outcome following lumbar discectomy surgery: systematic review and narrative synthesis *BMC Musculoskelet Disord.* 2018;19(1):326.

5 CONCLUSÃO

Os pacientes com hérnia apresentaram melhoras na intensidade da dor a cada avaliação após o procedimento cirúrgico observadas até o 6º mês de pós-operatório, enquanto para a funcionalidade, a melhora ocorreu apenas até o 3º mês de pós-operatório.

Pacientes com diagnósticos diferentes de lombalgia específica (hérnia discal lombar e estenose do canal vertebral lombar) no pré-operatório apresentam diferenças nas estratégias de movimentos comparado a indivíduos controle, com diferentes padrões de coordenação (fase, anti-fase ou predomínio de um segmento) nas fases da marcha.

Os pacientes com hérnia lombar, quando submetidos a procedimentos cirúrgicos, após um mês de pós-operatório começam a se igualar aos indivíduos controle, alguns padrões retornam após três meses e outros se mantêm mesmo após seis meses de cirurgia.

Em velocidade rápida, algumas mudanças nos padrões de coordenação se mantêm e outras desaparecem. Observou-se que pacientes com estenose do canal vertebral apresentam maior dificuldade de adaptação ao aumento da velocidade, observado principalmente no plano sagital entre os segmentos pelve e lombar inferior.

REFERÊNCIAS

ANDERSON, G.B. Epidemiological features of chronic low-back pain. **Lancet**, v. 354, n. 9178, p. 581–5, 1999.

AKINDURO, O.O. et al. Open versus minimally invasive surgery for extraforaminal lumbar disk herniation: a systematic review and meta-analysis. **World Neurosurg**, v. 108, p. 924-38, 2017.

ATLAS, S.J. et al. Long term outcomes of surgical and nonsurgical management of lumbar spinal stenosis: 8 to 10 year results from the Maine Lumbar Spine Study. **Spine**, v. 30. n. 8, p. 936–43, 2005.

BUMANN, H. et al. Severity of degenerative lumbar spinal stenosis affects pelvic rigidity during walking. **Spine J**, v. 20, n. 1, p. 112-20, 2020.

CAKIR, B. et al. Adjacent segment mobility after rigid and semirigid instrumentation of the lumbar spine. **Spine**, v. 34, n. 12, p. 1287-91, 2009.

CAREY, T.S. et al. Recurrence and care seeking after acute back pain: results of a long-term follow-up study. North Carolina Back Pain Project. **Med Care**, v. 37, n. 2, p. 157–64, 1999.

CHAD, D.A. Lumbar spinal stenosis. **Neurol Clin**, v. 25, n. 2, p. 407–18, 2007.

CHAMPAIN, S. et al. Quantitative analysis in outcome assessment of instrumented lumbosacral arthrodesis. **Eur Spine J**, v. 16, n. 8, p. 1241-9, 2007.

CHANG, R.; VAN EMMERIK, R.; HAMILL, J. Quantifying rearfoot-forefoot coordination in human walking. **J Biomech**, v. 41, n. 14, p. 3101-5, 2008.

CHRISTE, G. et al. Multi-segment analysis of spinal kinematics during sit-to-stand in patients with chronic low back pain. **J Biomech**, v. 49, n. 10, p. 2060-7, 2016.

CHRISTE, G. et al. Chronic low back pain patients walk with locally altered spinal kinematics. **J Biomech**, v. 60, p. 211-8, 2017.

CROSBIE, J. et al. Do people with recurrent back pain constrain spinal motion during seated horizontal and downward reaching? **Clin Biomech**, v. 28, n. 8, p. 866-72, 2013.

DELITTO, A. et al. Low back pain. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 42, n. 4, p. A1-57, 2012.

DREISCHARF, M. et al. Biomechanics of the L5–S1 motion segment after total disc replacement – Influence of iatrogenic distraction, implant positioning and preoperative disc height on the range of motion and loading of facet joints. **J Biomech**, v. 48, n. 12, p. 3283-91, 2015.

ESKANDER, M. et al. Analysis of pedicle and translaminar facet fixation in a multisegment interbody fusion model. **Spine**, v. 32, n. 7, p. E230-5, 2007.

FLORIA, P. et al. Effects of running experience on coordination and its variability in runners. **J Sports Sci**, v. 36, n. 3, p. 272-8, 2018.

FORD, K.R.; MYER, G.D.; HEWETT, T.E. Reliability of landing 3D motion analysis: Implications for longitudinal analyses. **Med Sci Sport Exer**, v. 39, n. 11, p. 2021-8, 2007.

GOLOB, A.L.; WIPF, J.E. Low back pain. **Med Clin N Am**, v.98, n. 3, p. 405-28, 2014.

GOMBATTO, S.P. et al. Lumbar spine kinematics during walking in people with and people without low back pain. **Gait Posture**, v. 42, n. 4, p. 539-44, 2015.

HAIG, A.J.; TOMKINS, C.C. Diagnosis and management of lumbar spinal stenosis. **JAMA**, v. 303, n. 1, p. 71–2, 2010.

HAMBERG-VAN, R.H.H. et al. A systematic review of the relation between physical capacity and future low back and neck/shoulder pain. **Pain**, v. 130, n. 1-2, p. 93–107, 2007.

HAMILL, J.; HADDAD, J.M.; MCDERMOTT, W.J. Issues in quantifying variability from a dynamical systems perspective. **J Appl Biomech**, v. 16, p. 407-18, 2000.

HAMILL, J. et al., Clinical relevance of variability in coordination. In: HUMAN KINETICS (Ed.). **Movement System Variability**, Champaign, IL: Human Kinetics, 2005. p. 153-65.

HAMILL, J.; PALMER, C.; VAN EMMERIK, R.E.A. Coordinative variability and overuse injury. **Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol**, v. 4, n. 1, p. 1-9, 2012.

HAO, D.J. et al. Development and clinical application of grading and classification criteria of lumbar disc herniation. **Medicine**, v. 96, n. 47, p. e8676, 2017.

HOY, D. et al. A systematic review of the global prevalence of low back pain. **Arthritis Rheum**, v. 64, n. 6, p. 2028-37, 2012.

HUANG, Y.P. et al. Gait adaptations in low back pain patients with lumbar disc herniation: trunk coordination and arm swing. **Eur Spine J**, v. 20, p. 491-9, 2011.

ILHARREBORDE, B. et al. Biomechanical evaluation of posterior lumbar dynamic stabilization: an in vitro comparison between Universal Clamp and Wallis systems. **Eur Spine J**, v. 20, n. 2, p. 289-96, 2011.

KARADIMAS, E.J. et al. Positional MRI changes in supine versus sitting postures in patients with degenerative lumbar spine. **J Spinal Disord Tech**, v. 19, p. 495–500, 2006.

KARAKASLI, A. et al. Rigid fixation of the lumbar spine alters the motion and mechanical stability at the adjacent segment level. **Ekleml Hastalik Cerrahisi**, v. 25, n. 1, p. 42-6, 2014.

KHIAMI, F. et al. Intervertebral foramen variation following dynamic L4-L5 interspinal device implantation: foramen size after interspinal device implantation. **J Spinal Disord Tech**, v. 26, n 6, p. E215-20, 2013.

KUAI, S. et al. Influences of lumbar disc herniation on the kinematics in multi-segmental spine, pelvis, and lower extremities during five activities of daily living. **BMC Musculoskelet Disord**, v. 18, p. 216, 2017.

KUAI, S. et al. Continuous lumbar spine rhythms during level walking, stair climbing and trunk flexion in people with and without lumbar disc herniation. **Gait Posture**, v. 63, p. 296-301, 2018.

KULIG, K. et al. Segmental lumbar mobility in individuals with low back pain: in vivo assessment during manual and self-imposed motion using dynamic MRI. **BMC Musculoskelet Disord**, v. 29, p. 8, 2007.

KUWAHARA, W. et al. Characteristics of thoracic and lumbar movements during gait in lumbar spinal stenosis patients before and after decompression surgery. **Clin Biomech**, v. 40, p. 45-51, 2016.

LAMB, P.F.; STOCKL, M. On the use of continuous relative phase: Review of current approaches and outline for a new standard. **Clin Biomech**, v. 29, n. 5, p. 484-93, 2017.

LAMOTH, C.J.; BEEK, P.J.; MEIJER, O.G. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during gait. **Gait Posture**, v. 16, n. 2, p. 101-14, 2002.

LAMOTH, C.J. et al. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. **Eur Spine J**, v. 15, n. 1, p. 23-40, 2006.

LAO, L. et al. Kinetic magnetic resonance imaging analysis of lumbar segmental motion at levels adjacent to disc herniation. **Eur Spine J**, v. 25, p. 222–9, 2016.

LEARDINI, A. et al. Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises. **Clin Biomech**, v. 26, n. 6, p. 562–71, 2011.

LEE R. Measurement of movements of the lumbar spine. **Physiother Theory Pract**, v. 18, p. 159–64, 2002.

LI, X.; CHANG, H.; MENG, X. Tubular microscopes discectomy versus conventional microdiscectomy for treating lumbar disk herniation: Systematic review and meta-analysis. **Medicine**, v. 97, n. 5, p. e9807, 2018.

LITTLE, J.S. et al. Human lumbar facet joint capsule strains: II. Alteration of strains subsequent to anterior interbody fixation. **Spine J**, v. 4, n. 2, p. 153-62, 2004.

LO, C.C. et al. Biomechanical differences of Coflex-F and pedicle screw fixation combined with TLIF or ALIF--a finite element study. **Comput Methods Biomech Biomed Engin**, v. 14, n. 11, p. 947-56, 2011.

MAHER, C.; UNDERWOOD, M.; BUCHBINDER, R. Non-specific low back pain. **Lancet**, v. 389, n. 10070, p. 736-47, 2017.

MEIR, A.R. et al. Ten-year survival and clinical outcome of the AcroFlex lumbar disc replacement for the treatment of symptomatic disc degeneration. **Spine J**, v. 13, n. 1, p. 13-21, 2013.

MILLER, R.H. et al. Variability kinematic coupling assessed by vector coding and continuous relative phase. **J Biomech**, v. 43, p. 2254-60, 2010.

MITCHELL, T. et al. Regional differences in lumbar spinal posture and the influence of low back pain. **BMC Musculoskelet Disord**, v. 9, p. 152, 2008.

MULLER, R.; ERTELT, T.; BLICKHAN, R. Low back pain affects trunk as well as lower limb movements during walking and running. **J Biomech**, v. 48, n. 6, p. 1009-14, 2015.

NASCIMENTO, P.R.; COSTA, L.O. Low back pain prevalence in Brazil: a systematic review. **Cad Saude Publica**, v. 31, n. 6, p. 1141-56, 2015.

NAKAGAWA, T.H. et al. Test–retest reliability of three-dimensional kinematics using an electromagnetic tracking system during single-leg squat and stepping maneuver. **Gait Posture**, v. 39, n. 1, p. 141-6, 2014.

NEEDHAM, R.A.; NAEMI, R.; CHOCKALINGAM, N. A new coordination pattern classification to assess gait kinematics when utilising a modified vector coding technique. **J Biomech**, v. 48, n. 12, p. 3506-11, 2015.

NEEDHAM, R.A.; STEBBINS, J.; CHOCKALINGAM, N. Three dimensional kinematics of the lumbar spine during gait using marker-based systems: a systematic review. **J Med Eng Technol**, v. 40, n. 4, p. 172-85, 2016.

OVERDEVEST, G.M. et al. Effectiveness of posterior decompression techniques compared with conventional laminectomy for lumbar stenosis. **Cochrane Database Syst Ver**, v. 11, n. 3, p. CD010036, 2015.

PARK, H.J. et al. Analysis of coordination between thoracic and pelvic kinematic movements during gait in adolescents with idiopathic scoliosis. **Eur Spine J**, v. 25, p. 385-93, 2016.

PEUL, W.C. et al. Prolonged conservative care versus early surgery in patients with sciatica caused by lumbar disc herniation: two years results of a randomized controlled trial. **BMJ**, v. 336, n. 7657, p. 1355-8, 2008.

RAO, R.D.; DAVID, K.S.; WANG, M. Biomechanical changes at adjacent segments following anterior lumbar interbody fusion using tapered cages. **Spine**, v. 30, n. 24, p. 2772-6, 2005.

ROHLMANN, A. et al. Effect of an artificial disc on lumbar spine biomechanics: a probabilistic finite element study. **Eur Spine J**, v. 18, n. 1, p. 89-97, 2009.

RUETTEN, S. et al. Full-endoscopic interlaminar and transforaminal lumbar discectomy versus conventional microsurgical technique: a prospective, randomized, controlled study. **Spine**, v. 33, n. 9, p. 931-9, 2008.

SCHURR, S.A. et al. Two-dimensional video analysis is comparable to 3D motion capture in lower extremity movement assessment. **Int J Sports Phys Ther**, v. 12, n. 2, p. 163-72, 2017.

SEAY, J.F.; VAN EMMERIK, R.E.; HAMILL, J. Influence of low back pain status on pelvis-trunk coordination during walking and running. **Spine**, v. 36, n. 16, p. E1070-9, 2011a.

SEAY, J.F.; VAN EMMERIK, R.E.; HAMILL, J. Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. **Clin Biomech**, v. 26, n. 6, p. 572-8, 2011b.

SHIN, S.S. et al. Strategy on navigating obstacle in patients with lumbar spinal stenosis: Relationship among trunk and pelvic movement, swing toe clearance, and muscle coordination of the stance limb. **J Back Musculoskelet Rehabil**, v. 31, n. 6, p. 1131-8, 2018.

SILVERNAIL, F. et al. Comparisons of segment coordination: an investigation of vector coding. **J Appl Biomech**, v. 34, n. 3, p. 226-31, 2018.

SPLENDIANI, A. et al. Occult neural foraminal stenosis caused by association between disc degeneration and facet joint osteoarthritis: demonstration with dedicated upright MRI system. **Radiol Med**, v. 119, p. 164–74, 2014.

STANTON, T. et al. After an episode of acute low back pain, recurrence is unpredictable and not as common as previously thought. **Spine**, v. 15, n. 26, p. 2923–8, 2008.

STEELE, J. et al. Lumbar kinematic variability during gait in chronic low back pain and associations with pain, disability and isolated lumbar extension strength. **Clin Biomech**, v. 29, n. 10, p. 1131-8, 2014.

STIEF, F. et al. Has a mono- or bisegmental lumbar spinal fusion surgery an influence on self-assessed quality of life, trunk range of motion, and gait performance? **Spine**, v. 40, n. 11, p. E618-26, 2015.

TAN, Y. et al. Kinetic magnetic resonance imaging analysis of lumbar segmental mobility in patients without significant spondylosis. **Eur Spine J**, v. 21, p. 2673–9, 2012.

TARANTINO, U. et al. Lumbar spine MRI in upright position for diagnosing acute and chronic low back pain: statistical analysis of morphological changes. **J Orthop Traumatol**, v. 14, p. 15–22, 2013.

TOMKINS-LANE, C.C. et al. Predictors of walking performance and walking capacity in people with lumbar spinal stenosis, low back pain, and asymptomatic controls. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 93, n. 4, p. 647–53, 2012.

VAN DEN HOUT, W.B. et al. Prolonged conservative care versus early surgery in patients with sciatica from lumbar disc herniation: cost utility analysis alongside a randomised controlled trial. **BMJ**, v. 336, n. 7657, p. 1351-4, 2008.

VIALLE, L.R. et al. Lumbar disc herniation. **Rev Bras Ortop**, v. 45, n. 1, p. 17-22, 2015.

WU, M. et al. Dynamic motion characteristics of the lower lumbar spine: implication to lumbar pathology and surgical treatment. **Eur Spine J**, v. 23, n. 11, p. 2350-8, 2014.

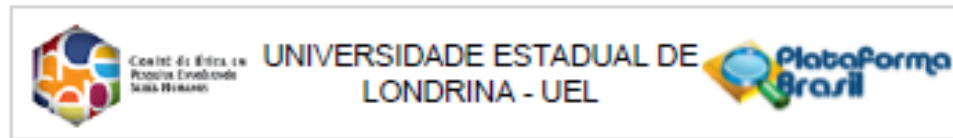
ZAINA, F. et al. Surgical versus non-surgical treatment for lumbar spinal stenosis. **Cochrane Database Syst Ver**, n. 1, p. CD010264, 2016.

ZOU, J. Missed lumbar disc herniations diagnosed with kinetic magnetic resonance imaging. **Spine**, v. 33, p. E140–4, 2008.

ANEXOS E APÊNDICES



ANEXO 1: Parecer consubstanciado do CEP.



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Análise de coordenação entre coluna torácica, lombar e pelve de pacientes com hérnia ou estenose lombar no pré e pós operatório.

Pesquisador: MARIANA FELIPE SILVA

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 91724918.1.0000.5231

Instituição Proponente: CEFE - PROGRAMA DE PÓS - GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA UEMUEL

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.788.826

Apresentação do Projeto:

O estudo será observacional prospectivo de medidas biomecânicas e desfechos clínicos antes e após procedimentos cirúrgicos de estenose e de hérnia discal de coluna lombar. Serão convidados a participar da pesquisa 20 pacientes maiores de 18 anos com diagnóstico de estenose do canal vertebral ou hérnia discal em região lombar com indicação cirúrgica, recrutados em um consultório médico de ortopedia da cidade de Londrina. O diagnóstico será dado por um médico cirurgião especialista baseado em exames clínicos e de imagem. As avaliações serão realizadas no Laboratório de Biomecânica Aplicada do Centro de Educação Física e Esporte da UEL. Dois cirurgiões especialistas da cidade de Londrina encaminharão os pacientes com indicação cirúrgica a partir do consultório médico de acordo com sua rotina e demanda. Os participantes serão informados quanto aos procedimentos e objetivos da pesquisa e quanto à interrupção da participação a qualquer momento e serão convidados a assinarem o TCLE que deverá ser aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UEL, seguindo a resolução 466/12 do Conselho Nacional de Pesquisa. Os participantes que se enquadrarem nos critérios de inclusão serão avaliados na semana anterior da data marcada para o procedimento cirúrgico e nos períodos de 1, 3 e 6 meses após a cirurgia. As avaliações serão realizadas por um avaliador independente e experiente. Será realizada uma anamnese a fim de se coletar as queixas e histórico da lesão, além de dados antropométricos, desfechos clínicos e biomecânicos em todas as etapas do estudo (pré,

Endereço: LABESC - Sala 14
 Bairro: Campus Universitário CEP: 86.057-970
 UF: PR Município: LONDRINA
 Telefone: (43)3371-5455 E-mail: cep268@uel.br



Centro de Saúde e
Pesquisa Ambiental
UEL - Londrina

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
LONDRINA - UEL



Continuação do Parecer: 2.700.620

pós-operatórios de 1, 3 e 6 meses).

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário: Analisar e comparar a coordenação e a variabilidade de movimentos entre os segmentos lombares, torácicos e pélvicos de pacientes com diagnóstico de hérnia e ou estenose lombar com indicação cirúrgica entre os períodos pré e pós-operatórios de 1, 3 e 6 meses, bem como compará-los a indivíduos controles.

Objetivo Secundário:

- Comparar atividade muscular dos eretores da espinha, oblíquos externos e glúteos médios, além da dor, auto-eficácia e funcionalidade dos pacientes no período pré ao pós-operatório de 1, 3 e 6 meses.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Segundo a pesquisadora: os riscos durante as avaliações são mínimos, contudo, os pacientes poderão apresentar desconforto durante a marcha devido seu quadro clínico, mesmo desconforto que sentiria em sua atividade diária. No período pós-operatório serão observados quaisquer pioras de sintomas e a pesquisadora principal poderá entrar em contato ou realizar o encaminhamento ao médico responsável se necessário.

Benefícios: Espera-se entender os mecanismos e padrões de marcha dos segmentos da coluna e pelve na presença de sintomas de lombalgia com indicação cirúrgica e após procedimentos cirúrgicos em curto e longo prazo para auxiliar o acompanhamento clínico desses pacientes. Além disso, todos os participantes e seus médicos receberão uma cópia com o laudo de seus resultados e progressões individuais.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

- Pesquisa relevante para área específica.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

- Folha de Rosto devidamente assinada.

- Cronograma adequado.

- Orçamento foi corrigido e incluído o custo com as despesas de transporte dos pacientes para serem atendidos no Laboratório do CEFE/UEL. Financiamento é próprio.

- Apresentou a autorização da Clínica de Ortopedia co-participante da pesquisa.

- Novo TCLE não foi anexado e está de acordo com a Resolução 466/2012..

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

UF: PR

Município: LONDRINA

Telefone: (43)3371-5455

CEP: 86.057-970

E-mail: cep200@uel.br



Conselho de Ensino,
de Pesquisa e Desenvolvimento
Social (CEP)

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
LONDRINA - UEL



Continuação do Parecer: 2.768.826

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

A pendência foi atendida, recomenda-se aprovação.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1156197.pdf	24/07/2018 14:01:09		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TermoConsentimento2Mariana.doc	24/07/2018 14:00:45	MARIANA FELIPE SILVA	Aceito
Outros	RespostaAoParecer.docx	16/07/2018 15:24:06	MARIANA FELIPE SILVA	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	ProjetoMarianaSilva.docx	15/06/2018 16:01:22	MARIANA FELIPE SILVA	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Declaracao.jpg	15/06/2018 15:59:43	MARIANA FELIPE SILVA	Aceito
Folha de Rosto	folhaderostoMariana.docx	15/06/2018 15:58:43	MARIANA FELIPE SILVA	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Aprovação da CONEP:

Não

LONDRINA, 27 de Julho de 2018

Assinado por:
Alexandrina Aparecida Maolel Cardelli
(Coordenador)

Endereço: LABESC - Sala 14

Bairro: Campus Universitário

UF: PR

Município: LONDRINA

CEP: 86.067-970

Telefone: (43)3371-5465

E-mail: cep268@uel.br

ANEXO 2: Questionário de incapacidade de Roland Morris – RMDQ

Quando tem dores nas costas, pode sentir dificuldade em fazer algumas das coisas que normalmente faz. Esta lista contém frases que as pessoas costumam usar para se descreverem quando têm dores nas costas. Quando as ler, pode notar que algumas se destacam porque o descrevem hoje. Ao ler a lista, pense em si hoje. Quando ler uma frase que o descreve hoje, coloque-lhe uma cruz. Se a frase não o descrever, deixe o espaço em branco e avance para a frase seguinte. Lembre-se, apenas coloque a cruz na frase se estiver certo de que o descreve hoje.

1. Fico em casa a maior parte do tempo por causa das minhas costas.
2. Mudo de posição frequentemente para tentar que as minhas costas fiquem confortáveis.
3. Ando mais devagar do que o habitual por causa das minhas costas.
4. Por causa das minhas costas não estou a fazer nenhum dos trabalhos que habitualmente faço em casa.
5. Por causa das minhas costas, uso o corrimão para subir escadas.
6. Por causa das minhas costas, deito-me com mais frequência para descansar.
7. Por causa das minhas costas, tenho de me apoiar em alguma coisa para me levantar de uma poltrona.
8. Por causa das minhas costas, tento conseguir que outras pessoas façam as coisas por mim.
9. Visto-me mais lentamente do que o habitual por causa das minhas costas.
10. Eu só fico em pé por curtos períodos de tempo por causa das minhas costas.
11. Por causa das minhas costas, evito dobrar-me ou ajoelhar-me.
12. Acho difícil levantar-me de uma cadeira por causa das minhas costas.
13. As minhas costas estão quase sempre a doer.
14. Tenho dificuldade em virar-me na cama por causa das minhas costas.
15. Não tenho muito apetite por causa das dores das minhas costas.
16. Tenho dificuldade em calçar meias ou meias-calças por causa das dores das minhas costas.
17. Só consigo andar distâncias curtas por causa das minhas costas.
18. Não durmo tão bem por causa das minhas costas.
19. Por causa da dor nas minhas costas, visto-me com a ajuda de outras pessoas.
20. Fico sentado a maior parte do dia por causa das minhas costas.
21. Evito trabalhos pesados em casa por causa das minhas costas.
22. Por causa das dores nas minhas costas, fico mais irritado e mal-humorado com as pessoas do que o habitual.
23. Por causa das minhas costas, subo as escadas mais devagar do que o habitual.
24. Fico na cama a maior parte do tempo por causa das minhas costas.

Total: _____

APÊNDICE A: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

“Análise de coordenação entre coluna torácica, lombar e pelve de pacientes com hérnia ou estenose lombar no pré e pós-operatório”

Prezado (a) Senhor (a):

Gostaríamos de convidá-lo (a) para participar da pesquisa **“Análise de coordenação entre coluna torácica, lombar e pelve de pacientes com hérnia ou estenose lombar no pré e pós-operatório”**, a ser realizada no **“Laboratório de Biomecânica e Epidemiologia Clínica”**. O objetivo da pesquisa é “analisar a coordenação e variabilidade dos movimentos da coluna durante a caminhada de pacientes submetidos a cirurgias na região lombar no período pré e pós-operatórios de 1, 3 e 6 meses”.

Sua participação é muito importante e ela se dará da seguinte forma: primeiramente, os procedimentos serão explicados, possíveis dúvidas serão sanadas e você irá responder algumas perguntas sobre sua doença, será avaliado quanto a sua massa e altura e responderá um questionário sobre funcionalidade. Em seguida, você indicará em uma linha a intensidade de sua dor, logo após eletrodos de superfície para análise dos músculos da coluna, abdômen e quadril além de marcadores reflexivos serão fixados com fita dupla face em alguns pontos da coluna, tórax, quadril e pernas. Você irá realizar um aquecimento de 5 minutos andando em um corredor de 10 metros dentro do laboratório e após, deverá andar em uma velocidade confortável pisando com um dos pés em uma plataforma fixa no chão localizada no meio do corredor. Para descansar, responderá um questionário sobre sua capacidade de realizar tarefas e logo após realizará a mesma tarefa de andar no corredor, porém em velocidade rápida. Ao final, você deverá indicar a intensidade da dor novamente.

Essas avaliações ocorrerão em 4 visitas ao laboratório, uma antes da cirurgia, uma após 1 mês, outra após 3 meses e finalmente uma após 6 meses da cirurgia. Esclarecemos que sua participação é totalmente voluntária, podendo você: recusar-se a participar, ou mesmo desistir a qualquer momento, sem que isto acarrete qualquer ônus ou prejuízo à sua pessoa. Esclarecemos, também, que suas informações serão utilizadas somente para os fins desta pesquisa e serão tratadas com o mais absoluto sigilo e confidencialidade, de modo a preservar a sua identidade.

Esclarecemos ainda, que você não pagará e nem receberá remuneração por sua participação. Garantimos, no entanto, que todas as despesas decorrentes da pesquisa serão ressarcidas, quando devidas e decorrentes especificamente de sua participação. O benefício

esperado será entender os mecanismos e padrões de marcha dos segmentos da coluna e pelve na presença de sintomas de lombalgia com indicação cirúrgica e após procedimentos cirúrgicos em curto e longo prazo para auxiliar o acompanhamento clínico. Além disso, você e seu médico receberão uma cópia com o laudo de seus resultados e progressões individuais. Quanto aos riscos, são mínimos, contudo, você poderá apresentar desconforto durante a marcha devido seu quadro clínico, mesmo desconforto que sentiria em sua atividade diária. No período pós-operatório serão observados quaisquer pioras de sintomas e a pesquisadora principal poderá entrar em contato ou realizar o encaminhamento ao médico responsável se necessário.

Caso você tenha dúvidas ou necessite de maiores esclarecimentos poderá contatar a pesquisadora Mariana Felipe Silva pelo celular (43) 991630585 ou procurar o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina, situado junto ao LABESC – Laboratório Escola, no Campus Universitário, telefone 3371-5455, e-mail: cep268@uel.br.

Este termo deverá ser preenchido em duas vias de igual teor, sendo uma delas devidamente preenchida, assinada e entregue a você.

Londrina, ____ de _____ de 201_.

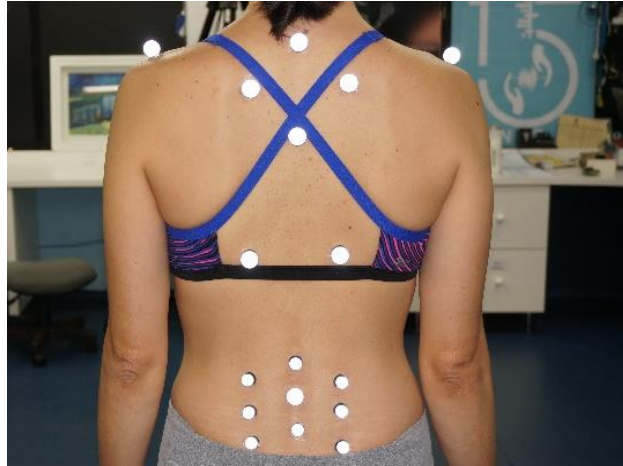
Pesquisador Responsável

RG: _____

_____ (NOME POR EXTENSO DO PARTICIPANTE DA PESQUISA), tendo sido devidamente esclarecido sobre os procedimentos da pesquisa, concordo em participar **voluntariamente** da pesquisa descrita acima.

Assinatura (ou impressão dactiloscópica): _____

Data: _____

APÊNDICE B: Posicionamento dos marcadores

APÊNDICE C: Ficha de Avaliação

Nome:		Data: / /
E-mail:		Avaliador:
Data de nascimento: / /		Idade:
Massa:	Altura:	IMC:
Profissão:		Gênero:
Endereço:		
Telefones:		
Diagnóstico:		
Antecedentes pessoais e cirúrgicos:		
Médico cirurgião:		
Data provável da cirurgia (ou data da cirurgia): / /		
História da lesão:		
Queixa principal:		
Realiza ou realizou Fisioterapia? Se sim, quanto tempo? Qual a frequência semanal?		
Está fazendo uso de medicamentos para dor? Quais?		

Escala Visual Análoga (EVA)

Assinale com um traço a intensidade da sua dor na última semana

0 (nenhuma dor)

10 (máxima dor)

Escala Visual Análoga (EVA)

Assinale com um traço a intensidade da sua dor neste momento (Antes da coleta)

0 (nenhuma dor)

10 (máxima dor)

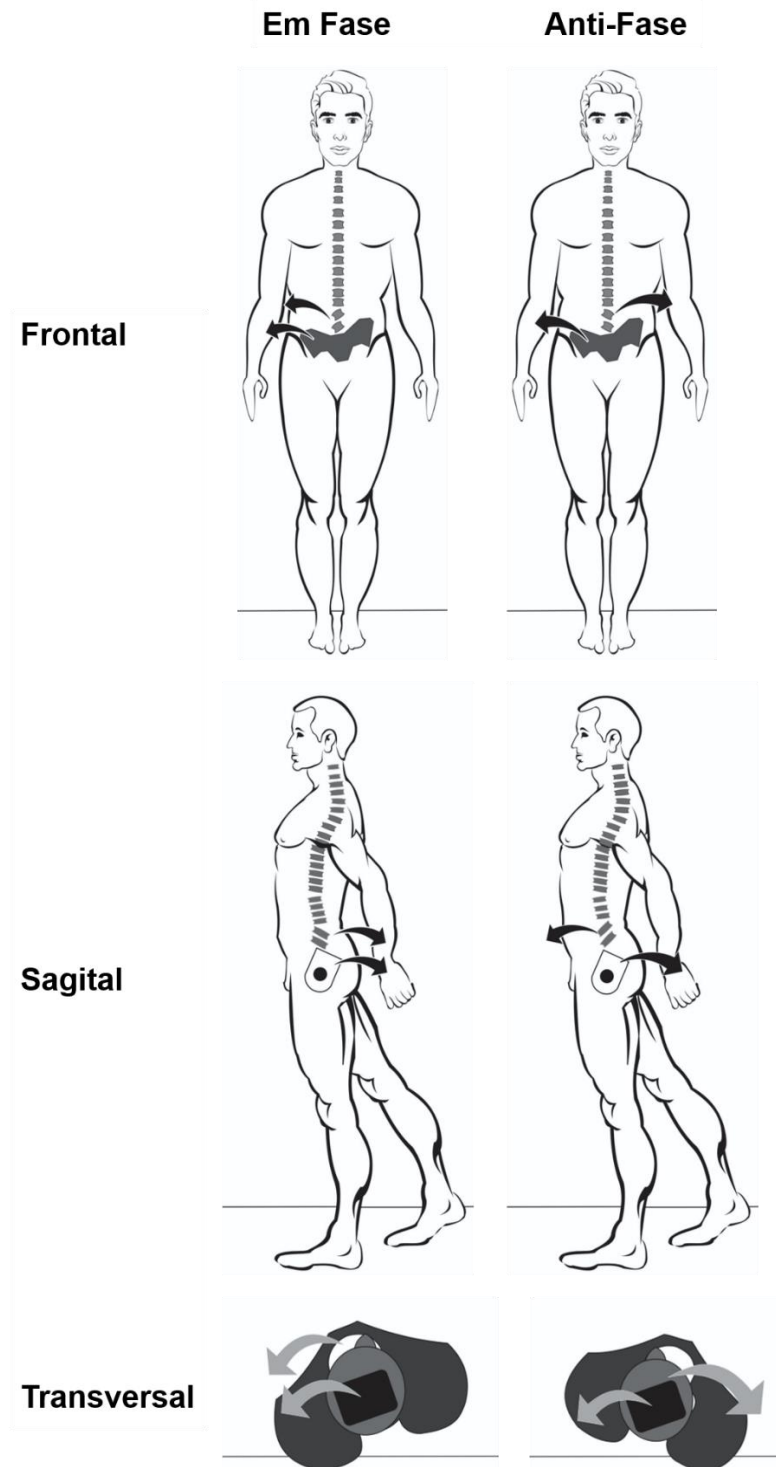
Escala Visual Análoga (EVA)

Assinale com um traço a intensidade da sua dor neste momento (Após a coleta)

0 (nenhuma dor)

10 (máxima dor)

APÊNDICE D: Representação visual dos padrões de coordenação em fase e anti-fase nos três planos.



APÊNDICE E: Diagnósticos dos pacientes incluídos no estudo.

Paciente	Diagnóstico
<i>Grupo Hérnia</i>	
1	Hérnia discal L4/L5 (paramediana / foraminal esquerda) + L5/S1 (posteromediana / paramediana esquerda)
2	Hérnia discal L2/L3, L3/L4 (protusão foraminal / extraforaminal esquerda) + L4/L5 + L5/S1 (abaulamento difuso com pequeno componente posterior mediano)
3	Hérnia discal L4/L5 (extrusão posterior / paramediana direita) + L5/S1 (discreta discopatia degenerativa)
4	Hérnia discal L5/S1 (extrusão posterior / paramediana direita)
5	Hérnia discal L4/L5 (protrusão posterior com leve compressão sobre a raiz nervosa descendente L4 esquerda) + L5/S1 (protrusão posterior / paramediana direita com acentuada compressão sobre a raiz nervosa descendente ipsilateral S1)
6	Hérnia discal L1/L2 (extrusão foraminal / extraforaminal direita)
<i>Grupo estenose</i>	
1	Degeneração interapofisária L3/L4 (à esquerda)
2	Osteófitos marginais nos corpos vertebrais lombares + redução dos espaços discais de L2/L3 a L5/S1 + esclerose interfacetária lombar difusa
3	Alterações degenerativas L4/L5 + espondiloartrose lombar difusa + estenose do canal vertebral em L4/L5 + múltiplas estenoses foraminais
4	Artropatia degenerativa interapofisária em L2/L3, L3/L4 e L4/L5

APÊNDICE F: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Pelve e Lombar inferior na fase de apoio da marcha.

	Velocidade confortável			GH x GE P (R ²)	GH x GC P (R ²)	GE x GC P (R ²)	Velocidade rápida			GH x GE P (R ²)	GH x GC P (R ²)	GE x GC P (R ²)
	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)				GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)			
Plano sagital												
Anti-fase	31,3 (5,3)	33,1 (6,9)	13,9 (1,3)	0,999	0,010 (0,48)	0,041 (0,52)	39,1 (4,3)	31,1 (6,8)	36,7 (2,0)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	13,5 (2,5)	11,6 (1,1)	39,0 (2,0)	0,999	<0,001 (0,77)	<0,001 (0,81)	19,7 (4,1)	10,8 (1,2)	19,1 (1,5)	0,228	0,999	<0,001 (0,40)
Pelve	40,1 (8,0)	41,3 (4,7)	16,6 (1,5)	0,999	0,026 (0,44)	<0,001 (0,74)	27,2 (4,6)	44,1 (4,1)	30,4 (2,0)	0,040 (0,39)	0,999	0,018 (0,41)
Lombar Inferior	16,4 (2,4)	14,8 (3,5)	30,3 (2,7)	0,999	0,001 (0,39)	0,004 (0,38)	14,4 (2,0)	14,4 (3,8)	12,9 (1,5)	0,999	0,999	0,999
Plano frontal												
Anti-fase	9,5 (1,0)	13,7 (1,8)	51,3 (2,9)	0,275	<0,001 (0,86)	<0,001 (0,79)	10,9 (1,3)	13,6 (1,6)	12,1 (1,5)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	18,5 (2,8)	24,9 (4,3)	11,8 (1,4)	0,999	0,236	0,027 (0,62)	18,8 (2,1)	26,3 (5,6)	23,9 (1,0)	0,999	0,205	0,999
Pelve	20,8 (4,2)	21,9 (1,2)	20,6 (1,3)	0,999	0,999	0,999	18,2 (4,8)	20,2 (2,0)	15,7 (1,5)	0,999	0,999	0,457
Lombar Inferior	47,0 (4,9)	41,4 (4,0)	16,1 (1,6)	0,999	<0,001 (0,75)	<0,001 (0,82)	44,9 (5,1)	40,7 (3,1)	44,3 (2,7)	0,999	0,999	0,999
Plano transversal												
Anti-fase	68,9 (5,2)	62,6 (1,2)	56,9 (2,2)	0,999	0,221	0,167	65,8 (6,3)	56,8 (2,1)	54,0 (2,4)	0,999	0,504	0,999
Em Fase	11,5 (1,5)	13,5 (0,6)	18,9 (1,5)	0,999	0,006 (0,35)	0,010 (0,21)	14,3 (3,5)	17,4 (1,8)	20,8 (1,6)	0,999	0,559	0,950
Pelve	14,1 (2,8)	16,2 (0,8)	16,2 (1,1)	0,999	0,999	0,999	13,0 (3,4)	17,7 (0,6)	16,7 (1,6)	0,999	0,999	0,999
Lombar Inferior	5,0 (1,4)	7,7 (1,1)	6,3 (0,7)	0,944	0,999	0,999	5,6 (1,7)	7,1 (0,6)	6,7 (1,1)	0,999	0,999	0,999

Legenda: GH (grupo hérnia), GE (grupo estenose), GC (grupo controle), \bar{x} (média), DP (desvio-padrão) e R² (tamanho do efeito).

APÊNDICE G: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Pelve e Lombar inferior na fase de oscilação da marcha.

	Velocidade confortável			GH x GE			GH x GC			GE x GC			Velocidade rápida			GH x GE			GH x GC			GE x GC		
	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)
Plano sagital																								
Anti-fase	17,7 (3,7)	16,3 (1,1)	17,7 (2,0)	0,999	0,999	0,999	14,8 (2,7)	13,9 (3,5)	15,6 (1,8)	0,999	0,999	0,999	14,8 (2,7)	13,9 (3,5)	15,6 (1,8)	0,999	0,999	0,999	14,8 (2,7)	13,9 (3,5)	15,6 (1,8)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	33,6 (5,8)	23,5 (4,4)	27,6 (2,2)	0,999	0,999	0,999	35,0 (4,3)	20,8 (5,7)	33,3 (3,6)	0,294	0,999	0,395	35,0 (4,3)	20,8 (5,7)	33,3 (3,6)	0,294	0,999	0,395	35,0 (4,3)	20,8 (5,7)	33,3 (3,6)	0,294	0,999	0,395
Pelve	18,4 (4,2)	11,9 (0,8)	20,7 (3,8)	0,833	0,999	0,999	20,6 (5,8)	11,7 (0,7)	17,4 (2,8)	0,786	0,999	0,308	20,6 (5,8)	11,7 (0,7)	17,4 (2,8)	0,786	0,999	0,308	20,6 (5,8)	11,7 (0,7)	17,4 (2,8)	0,786	0,999	0,308
Lombar Inferior	30,1 (7,7)	48,1 (3,0)	33,8 (5,4)	0,192	0,999	0,126	29,4 (5,3)	53,4 (5,2)	33,4 (4,6)	0,008 (0,48)	0,999	0,027 (0,27)	29,4 (5,3)	53,4 (5,2)	33,4 (4,6)	0,008 (0,48)	0,999	0,027 (0,27)	29,4 (5,3)	53,4 (5,2)	33,4 (4,6)	0,008 (0,48)	0,999	0,027 (0,27)
Plano frontal																								
Anti-fase	38,1 (7,1)	44,4 (2,0)	46,0 (3,7)	0,999	0,999	0,999	34,2 (4,4)	28,5 (3,9)	40,6 (3,8)	0,999	0,999	0,999	34,2 (4,4)	28,5 (3,9)	40,6 (3,8)	0,999	0,999	0,999	34,2 (4,4)	28,5 (3,9)	40,6 (3,8)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	15,8 (3,7)	15,0 (1,2)	12,4 (1,3)	0,999	0,999	0,998	14,4 (2,8)	9,7 (0,9)	16,9 (3,9)	0,674	0,999	0,462	14,4 (2,8)	9,7 (0,9)	16,9 (3,9)	0,674	0,999	0,462	14,4 (2,8)	9,7 (0,9)	16,9 (3,9)	0,674	0,999	0,462
Pelve	20,9 (3,2)	29,3 (3,6)	22,2 (1,3)	0,526	0,999	0,434	24,5 (2,4)	37,7 (3,1)	25,8 (3,0)	0,006 (0,53)	0,999	0,039 (0,24)	24,5 (2,4)	37,7 (3,1)	25,8 (3,0)	0,006 (0,53)	0,999	0,039 (0,24)	24,5 (2,4)	37,7 (3,1)	25,8 (3,0)	0,006 (0,53)	0,999	0,039 (0,24)
Lombar Inferior	25,1 (5,9)	11,2 (1,5)	19,2 (2,9)	0,146	0,999	0,102	26,6 (5,4)	13,9 (3,7)	16,5 (2,4)	0,325	0,543	0,999	26,6 (5,4)	13,9 (3,7)	16,5 (2,4)	0,325	0,543	0,999	26,6 (5,4)	13,9 (3,7)	16,5 (2,4)	0,325	0,543	0,999
Plano transversal																								
Anti-fase	5,7 (1,6)	6,6 (0,9)	4,0 (0,5)	0,999	0,999	0,127	4,8 (1,8)	6,2 (0,6)	4,4 (0,9)	0,999	0,999	0,843	4,8 (1,8)	6,2 (0,6)	4,4 (0,9)	0,999	0,999	0,843	4,8 (1,8)	6,2 (0,6)	4,4 (0,9)	0,999	0,999	0,843
Em Fase	70,6 (5,8)	65,7 (3,9)	67,2 (3,0)	0,999	0,999	0,999	72,6 (7,9)	69,3 (2,7)	68,2 (2,6)	0,999	0,999	0,999	72,6 (7,9)	69,3 (2,7)	68,2 (2,6)	0,999	0,999	0,999	72,6 (7,9)	69,3 (2,7)	68,2 (2,6)	0,999	0,999	0,999
Pelve	11,9 (0,9)	16,8 (3,4)	20,5 (2,7)	0,999	0,020 (0,23)	0,999	12,2 (4,1)	15,8 (3,2)	19,6 (2,5)	0,999	0,778	0,999	12,2 (4,1)	15,8 (3,2)	19,6 (2,5)	0,999	0,778	0,999	12,2 (4,1)	15,8 (3,2)	19,6 (2,5)	0,999	0,778	0,999
Lombar Inferior	13,3 (3,2)	10,8 (1,1)	8,0 (1,5)	0,999	0,835	0,960	10,1 (4,2)	8,6 (1,0)	8,3 (1,6)	0,999	0,999	0,999	10,1 (4,2)	8,6 (1,0)	8,3 (1,6)	0,999	0,999	0,999	10,1 (4,2)	8,6 (1,0)	8,3 (1,6)	0,999	0,999	0,999

Legenda: GH (grupo hérnia), GE (grupo estenose), GC (grupo controle), \bar{x} (média), DP (desvio-padrão) e R² (tamanho do efeito).

APÊNDICE H: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Pelve e Lombar inferior no ciclo total da marcha.

	Velocidade confortável			GH x GE	GH x GC	GE x GC	Velocidade rápida			GH x GE	GH x GC	GE x GC
	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)
Plano sagital												
Anti-fase	15,5 (2,0)	14,2 (2,8)	14,7 (1,4)	0,999	0,999	0,999	14,0 (2,0)	13,8 (4,1)	14,0 (1,6)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	31,7 (4,6)	31,2 (6,4)	36,7 (1,9)	0,999	0,999	0,999	38,3 (3,8)	29,1 (6,2)	36,0 (2,0)	0,999	0,999	0,999
Pelve	14,5 (2,6)	11,7 (1,0)	17,4 (1,7)	0,999	0,999	0,027 (0,20)	19,9 (4,1)	11,0 (0,9)	18,8 (1,5)	0,232	0,999	<0,001 (0,36)
Lombar Inferior	38,1 (7,9)	42,7 (4,2)	31,0 (2,9)	0,999	0,999	0,144	27,7 (4,4)	45,9 (3,8)	31,0 (2,2)	0,012 (0,45)	0,999	0,005 (0,42)
Plano frontal												
Anti-fase	45,4 (5,6)	40,3 (4,7)	50,2 (3,0)	0,999	0,999	0,479	45,4 (4,0)	36,5 (4,4)	46,6 (2,47)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	10,8 (1,4)	14,0 (1,2)	11,9 (1,3)	0,526	0,999	0,999	11,6 (1,5)	12,8 (1,4)	13,1 (1,8)	0,999	0,999	0,999
Pelve	18,9 (2,8)	25,8 (4,1)	20,9 (1,2)	0,999	0,999	0,999	20,0 (2,0)	28,6 (5,1)	24,3 (1,0)	0,729	0,365	0,999
Lombar Inferior	21,6 (4,4)	19,8 (1,2)	16,7 (1,9)	0,999	0,999	0,999	19,9 (4,8)	19,0 (1,7)	24,9 (6,5)	0,999	0,999	0,999
Plano transversal												
Anti-fase	5,4 (1,3)	7,2 (0,9)	7,0 (0,7)	0,999	0,999	0,999	6,3 (1,8)	7,6 (1,0)	7,4 (1,0)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	69,2 (5,0)	63,2 (1,7)	59,0 (2,2)	0,999	0,379	0,790	67,2 (6,5)	59,3 (2,2)	56,8 (2,3)	0,999	0,828	0,999
Pelve	11,6 (1,3)	14,2 (1,1)	19,2 (1,7)	0,892	0,004 (0,33)	0,111	13,9 (3,4)	17,1 (1,9)	20,6 (1,6)	0,999	0,503	0,961
Lombar Inferior	13,6 (2,9)	15,1 (0,5)	14,6 (1,0)	0,999	0,999	0,999	12,4 (3,5)	15,9 (0,4)	14,9 (1,5)	0,999	0,999	0,999

Legenda: GH (grupo hérnia), GE (grupo estenose), GC (grupo controle), \bar{x} (média), DP (desvio-padrão) e R² (tamanho do efeito).

APÊNDICE I: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Lombar inferior e Lombar superior na fase de apoio da marcha.

	Velocidade confortável			GH x GE	GH x GC	GE x GC	Velocidade rápida			GH x GE	GH x GC	GE x GC
	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)
Plano sagital												
Anti-fase	30,4 (5,9)	37,5 (7,1)	29,2 (2,2)	0,999	0,999	0,999	30,1 (3,8)	38,9 (7,1)	28,8 (2,1)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	28,2 (7,0)	21,4 (2,0)	24,0 (2,2)	0,999	0,999	0,999	22,6 (3,8)	23,2 (0,4)	23,6 (2,2)	0,999	0,999	0,999
Lombar Inferior	22,2 (2,9)	20,0 (2,1)	23,8 (1,9)	0,999	0,999	0,999	26,4 (3,5)	17,5 (1,3)	23,9 (1,4)	0,110	0,999	0,006 (0,07)
Lombar superior	18,7 (2,9)	20,2 (6,5)	21,9 (1,9)	0,999	0,999	0,999	19,6 (3,3)	20,0 (6,3)	21,5 (2,0)	0,999	0,999	0,999
Plano frontal												
Anti-fase	61,1 (6,3)	51,7 (4,1)	59,4 (2,8)	0,999	0,999	0,763	60,1 (5,6)	50,4 (2,1)	52,4 (1,5)	0,067	0,999	0,999
Em Fase	17,2 (4,6)	15,2 (1,6)	22,4 (2,5)	0,999	0,999	0,105	20,7 (6,1)	16,9 (2,5)	24,4 (2,2)	0,999	0,999	0,164
Lombar Inferior	14,0 (1,8)	22,1 (3,0)	10,8 (0,8)	0,140	0,719	0,002 (0,61)	12,1 (1,8)	19,6 (2,8)	14,0 (1,0)	0,146	0,999	0,359
Lombar superior	7,5 (1,4)	10,0 (2,0)	6,9 (0,5)	0,999	0,999	0,888	8,2 (1,4)	11,4 (2,3)	8,3 (0,4)	0,999	0,999	0,999
Plano transversal												
Anti-fase	74,0 (4,2)	68,3 (3,5)	75,6 (2,4)	0,999	0,999	0,555	63,4 (7,2)	64,3 (6,3)	68,9 (2,9)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	12,3 (2,4)	12,7 (0,5)	8,7 (1,1)	0,999	0,999	0,010 (0,16)	19,4 (5,2)	14,8 (2,4)	12,2 (1,2)	0,999	0,999	0,999
Lombar Inferior	8,7 (0,8)	13,1 (3,0)	11,2 (1,3)	0,999	0,734	0,999	10,4 (2,7)	13,9 (4,2)	12,7 (1,4)	0,999	0,999	0,999
Lombar superior	4,5 (0,8)	6,4 (0,3)	4,6 (0,6)	0,186	0,999	0,060	5,3 (0,8)	6,8 (1,2)	5,7 (0,6)	0,999	0,999	0,999

Legenda: GH (grupo hérnia), GE (grupo estenose), GC (grupo controle), \bar{x} (média), DP (desvio-padrão) e R² (tamanho do efeito).

APÊNDICE J: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Lombar inferior e Lombar superior na fase de oscilação da marcha.

	Velocidade confortável			GH x GE	GH x GC	GE x GC	Velocidade rápida			GH x GE	GH x GC	GE x GC
	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)
Plano sagital												
Anti-fase	20,4 (2,3)	27,1 (5,2)	21,6 (2,0)	0,999	0,999	0,999	21,0 (2,7)	26,0 (6,8)	22,9 (3,2)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	30,6 (5,2)	27,2 (5,3)	30,8 (2,8)	0,999	0,999	0,999	36,0 (5,6)	28,5 (6,9)	33,3 (4,1)			
Lombar Inferior	29,4 (6,1)	27,1 (1,3)	27,6 (2,6)	0,999	0,999	0,999	27,4 (4,5)	29,3 (1,9)	27,7 (3,5)	0,999	0,999	0,999
Lombar superior	19,4 (2,6)	18,3 (1,3)	19,8 (2,3)	0,999	0,999	0,999	15,4 (3,4)	15,9 (1,1)	15,9 (1,6)	0,999	0,999	0,999
Plano frontal												
Anti-fase	7,3 (1,3)	10,2 (2,0)	7,6 (0,7)	0,999	0,999	0,999	9,7 (1,8)	11,8 (2,5)	8,1 (1,6)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	57,4 (7,8)	45,6 (3,6)	59,6 (2,4)	0,999	0,999	0,009 (0,38)	53,9 (5,6)	44,6 (6,9)	52,8 (4,1)			
Lombar Inferior	21,6 (6,9)	14,7 (3,1)	19,5 (2,1)	0,999	0,999	0,999	19,8 (6,1)	11,8 (2,3)	21,0 (2,7)	0,999	0,999	0,065
Lombar superior	13,6 (2,6)	29,4 (2,7)	13,1 (1,2)	<0,001 (0,62)	0,999	<0,001 (0,72)	16,3 (2,4)	31,6 (3,4)	17,9 (2,4)	0,002 (0,62)	0,999	0,008 (0,72)
Plano transversal												
Anti-fase	5,0 (0,8)	7,5 (1,1)	6,2 (1,2)	0,590	0,999	0,999	5,4 (0,9)	7,7 (1,2)	7,7 (1,1)	0,829	0,683	0,999
Em Fase	72,0 (4,3)	51,4 (4,1)	70,0 (3,8)	0,004 (0,51)	0,999	0,006 (0,32)	66,4 (5,6)	54,7 (6,9)	64,9 (4,1)			
Lombar Inferior	12,5 (2,6)	14,8 (4,0)	19,5 (2,1)	0,999	0,999	0,999	19,3 (5,4)	14,0 (2,7)	16,2 (1,8)	0,999	0,999	0,999
Lombar superior	10,2 (2,3)	26,2 (6,3)	10,7 (3,3)	0,115	0,999	0,108	8,8 (1,8)	23,3 (5,7)	11,0 (2,3)	0,093	0,999	0,271

Legenda: GH (grupo hérnia), GE (grupo estenose), GC (grupo controle), \bar{x} (média), DP (desvio-padrão) e R² (tamanho do efeito).

APÊNDICE K: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Lombar inferior e Lombar superior no ciclo total da marcha.

	Velocidade confortável			GH x GE <i>P</i> (R ²)	GH x GC <i>P</i> (R ²)	GE x GC <i>P</i> (R ²)	Velocidade rápida			GH x GE <i>P</i> (R ²)	GH x GC <i>P</i> (R ²)	GE x GC <i>P</i> (R ²)
	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)				GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)			
<i>Plano sagital</i>												
Anti-fase	19,3 (3,1)	22,2 (6,2)	22,6 (1,6)	0,999	0,999	0,999	20,7 (2,7)	21,4 (6,4)	23,4 (1,7)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	30,4 (5,1)	35,4 (6,6)	29,5 (2,0)	0,999	0,999	0,999	31,3 (3,9)	36,8 (6,8)	29,7 (1,8)	0,999	0,999	0,999
Lombar Inferior	28,4 (6,7)	22,5 (1,7)	24,7 (1,7)	0,999	0,999	0,999	23,6 (3,6)	24,4 (0,5)	24,4 (2,0)	0,999	0,999	0,999
Lombar superior	21,7 (2,8)	19,6 (1,9)	23,0 (1,5)	0,999	0,999	0,999	24,2 (3,4)	17,2 (1,2)	22,3 (1,2)	0,337	0,999	0,020 (0,08)
<i>Plano frontal</i>												
Anti-fase	7,4 (1,3)	10,7 (1,7)	7,2 (0,5)	0,907	0,999	0,404	7,4 (1,1)	12,6 (1,9)	8,8 (0,5)	0,128	0,999	0,338
Em Fase	60,4 (6,5)	50,5 (3,8)	59,4 (2,4)	0,999	0,999	0,295	58,9 (5,9)	49,3 (2,6)	52,5 (1,5)	0,828	0,999	0,999
Lombar Inferior	18,1 (5,0)	15,1 (1,5)	21,9 (2,1)	0,999	0,999	0,064	20,5 (6,0)	15,9 (2,2)	23,7 (2,1)	0,999	0,999	0,081
Lombar superior	13,9 (1,9)	23,5 (2,9)	11,3 (0,7)	0,034 (0,45)	0,999	<0,001 (0,68)	12,9 (1,7)	22,0 (2,8)	14,8 (1,1)	0,039 (0,45)	0,999	0,111
<i>Plano transversal</i>												
Anti-fase	4,8 (1,0)	6,0 (0,2)	4,6 (0,5)	0,999	0,999	0,157	6,3 (1,2)	7,0 (1,3)	6,3 (0,8)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	73,6 (3,8)	64,9 (3,6)	74,5 (2,2)	0,611	0,999	0,155	64,0 (7,2)	62,4 (5,9)	68,1 (2,8)	0,999	0,999	0,999
Lombar Inferior	12,3 (2,3)	13,1 (0,6)	9,5 (1,0)	0,999	0,999	0,024 (0,18)	19,4 (5,2)	14,6 (2,3)	13,0 (1,2)	0,999	0,999	0,999
Lombar superior	9,0 (0,7)	15,7 (3,7)	11,1 (1,1)	0,464	0,779	0,999	10,1 (2,4)	15,8 (4,5)	12,4 (1,4)	0,999	0,999	0,999

Legenda: GH (grupo hérnia), GE (grupo estenose), GC (grupo controle), \bar{x} (média), DP (desvio-padrão) e R² (tamanho do efeito).

APÊNDICE L: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Lombar superior e Torácica inferior na fase de apoio da marcha.

	Velocidade confortável			GH x GE			GH x GC			GE x GC			Velocidade rápida			GH x GE			GH x GC			GE x GC		
	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)
Plano sagital																								
Anti-fase	40,8 (3,6)	43,4 (4,7)	34,2 (4,0)	0,999	0,999	0,834	34,1 (3,5)	44,4 (1,6)	29,3 (3,0)	0,052	0,999													<0,001 (0,09)
Em Fase	29,4 (4,3)	30,4 (5,5)	29,4 (2,8)	0,999	0,999	0,999	36,9 (3,2)	31,2 (4,1)	39,6 (3,8)	0,999	0,999													0,814
Lombar superior	16,2 (1,5)	14,6 (1,5)	19,3 (2,6)	0,999	0,999	0,767	12,7 (1,4)	14,2 (2,0)	15,5 (2,4)	0,999	0,999													0,999
Torácica inferior	12,7 (0,8)	12,6 (1,7)	17,0 (1,5)	0,999	0,108	0,360	14,2 (1,0)	12,5 (0,6)	15,9 (0,8)	0,965	0,999													0,007 (0,14)
Plano frontal																								
Anti-fase	22,6 (3,0)	33,1 (3,7)	26,6 (2,4)	0,185	0,999	0,867	20,8 (2,6)	29,1 (6,2)	29,8 (2,2)	0,999	0,068													0,999
Em Fase	30,2 (3,9)	20,5 (3,8)	23,8 (2,3)	0,469	0,999	0,999	22,0 (3,5)	16,9 (3,6)	19,2 (2,0)	0,999	0,999													0,999
Lombar superior	16,5 (2,0)	21,4 (3,8)	22,0 (2,1)	0,999	0,373	0,999	22,4 (2,2)	26,3 (3,1)	23,7 (2,0)	0,999	0,999													0,999
Torácica inferior	23,5 (2,5)	21,0 (1,8)	21,3 (1,5)	0,999	0,999	0,999	27,2 (2,9)	24,7 (4,2)	20,4 (1,4)	0,999	0,238													0,999
Plano transversal																								
Anti-fase	34,7 (3,3)	32,5 (2,6)	30,7 (3,2)	0,999	0,999	0,999	29,5 (2,5)	28,4 (2,7)	22,2 (2,7)	0,999	0,322													0,693
Em Fase	28,6 (4,0)	22,8 (3,6)	32,0 (3,7)	0,999	0,999	0,497	26,4 (6,2)	17,3 (2,3)	33,0 (4,7)	0,999	0,999													0,018 (0,11)
Lombar superior	19,4 (2,5)	27,7 (3,7)	20,1 (2,1)	0,416	0,999	0,503	24,7 (4,3)	30,9 (2,7)	22,5 (2,9)	0,999	0,999													0,233
Torácica inferior	16,7 (2,1)	16,4 (2,1)	18,6 (1,6)	0,999	0,999	0,999	20,6 (4,0)	21,9 (2,9)	21,2 (2,5)	0,999	0,999													0,999

Legenda: GH (grupo hérnia), GE (grupo estenose), GC (grupo controle), \bar{x} (média), DP (desvio-padrão) e R² (tamanho do efeito).

APÊNDICE M: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Lombar superior e Torácica inferior na fase de oscilação da marcha.

	Velocidade confortável			GH x GE <i>P</i> (R ²)	GH x GC <i>P</i> (R ²)	GE x GC <i>P</i> (R ²)	Velocidade rápida			GH x GE <i>P</i> (R ²)	GH x GC <i>P</i> (R ²)	GE x GC <i>P</i> (R ²)
	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)				GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)			
<i>Plano sagital</i>												
Anti-fase	15,8 (1,7)	18,3 (3,0)	17,6 (1,7)	0,999	0,999	0,999	15,4 (2,8)	20,3 (2,9)	17,7 (1,1)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	22,4 (2,0)	31,8 (5,0)	31,7 (3,7)	0,507	0,183	0,999	23,1 (5,5)	31,8 (3,2)	28,7 (3,3)	0,999	0,999	0,999
Lombar superior	44,9 (6,6)	31,4 (4,0)	29,0 (3,3)	0,496	0,195	0,999	48,8 (7,1)	30,3 (3,3)	38,1 (4,5)	0,115	0,999	0,993
Torácica inferior	16,7 (5,0)	18,3 (3,6)	21,5 (2,2)	0,999	0,999	0,999	12,5 (3,2)	17,5 (2,8)	15,0 (2,4)	0,999	0,999	0,999
<i>Plano frontal</i>												
Anti-fase	18,9 (3,7)	17,8 (3,2)	13,6 (1,9)	0,999	0,999	0,999	18,8 (2,6)	24,5 (4,1)	13,4 (1,4)	0,999	0,451	0,065
Em Fase	30,4 (4,6)	35,3 (8,0)	34,6 (4,5)	0,999	0,999	0,999	23,3 (2,8)	34,1 (9,5)	37,9 (3,9)	0,999	0,471	0,999
Lombar superior	32,4 (3,4)	32,1 (9,0)	33,3 (3,4)	0,999	0,999	0,999	31,4 (3,0)	28,5 (7,2)	30,6 (3,3)	0,999	0,999	0,999
Torácica inferior	18,1 (2,2)	14,6 (3,1)	18,3 (2,5)	0,999	0,999	0,999	20,2 (2,9)	12,7 (1,9)	17,9 (2,4)	0,199	0,999	0,582
<i>Plano transversal</i>												
Anti-fase	14,2 (1,2)	13,7 (1,4)	19,8 (2,8)	0,999	0,417	0,330	19,4 (4,4)	15,9 (2,6)	20,7 (2,8)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	24,3 (4,4)	30,8 (3,7)	27,8 (4,8)	0,999	0,999	0,999	21,2 (3,4)	27,7 (5,5)	27,3 (4,8)	0,999	0,999	0,999
Lombar superior	35,8 (6,6)	24,5 (3,3)	25,5 (4,5)	0,798	0,999	0,999	34,1 (6,8)	28,0 (2,1)	28,4 (4,8)	0,999	0,999	0,999
Torácica inferior	25,5 (5,4)	30,7 (2,9)	26,6 (3,1)	0,999	0,999	0,999	25,1 (4,3)	28,2 (2,2)	23,4 (2,7)	0,999	0,999	0,999

Legenda: GH (grupo hérnia), GE (grupo estenose), GC (grupo controle), \bar{x} (média), DP (desvio-padrão) e R² (tamanho do efeito).

APÊNDICE N: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Lombar superior e Torácica inferior no ciclo total da marcha.

	Velocidade confortável			GH x GE	GH x GC	GE x GC	Velocidade rápida			GH x GE	GH x GC	GE x GC
	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)
Plano sagital												
Anti-fase	13,9 (0,6)	12,8 (1,1)	17,0 (1,6)	0,999	0,436	0,211	15,9 (0,6)	12,1 (0,3)	15,7 (0,58)	<0,001 (0,06)	0,999	<0,001 (0,13)
Em Fase	37,1 (2,7)	41,1 (4,5)	33,7 (3,8)	0,999	0,999	0,999	31,9 (3,2)	41,8 (1,7)	29,3 (2,8)	0,041 (0,05)	0,999	0,001 (0,06)
Lombar superior	32,5 (4,2)	30,6 (5,0)	29,3 (2,4)	0,999	0,999	0,999	39,3 (3,6)	31,0 (3,6)	39,4 (3,4)	0,650	0,999	0,562
Torácica inferior	16,3 (1,9)	15,3 (1,8)	19,8 (2,2)	0,999	0,999	0,723	12,7 (1,5)	14,9 (1,9)	15,3 (2,2)	0,999	0,999	0,999
Plano frontal												
Anti-fase	28,2 (2,4)	23,4 (2,6)	24,6 (1,7)	0,999	0,999	0,999	31,4 (3,7)	26,9 (5,2)	24,4 (1,6)	0,999	0,511	0,999
Em Fase	24,2 (3,1)	33,6 (4,6)	28,2 (2,7)	0,562	0,999	0,999	22,5 (2,6)	30,1 (6,7)	31,4 (2,3)	0,999	0,077	0,999
Lombar superior	30,6 (3,6)	22,8 (4,4)	25,7 (2,4)	0,999	0,999	0,999	23,9 (3,2)	19,2 (4,0)	21,4 (2,1)	0,999	0,999	0,999
Torácica inferior	16,8 (1,8)	20,0 (2,7)	21,3 (1,9)	0,999	0,604	0,999	22,0 (1,8)	23,6 (2,3)	22,5 (1,9)	0,999	0,999	0,999
Plano transversal												
Anti-fase	16,5 (2,4)	16,2 (1,6)	17,6 (1,5)	0,999	0,999	0,999	19,2 (3,5)	21,8 (3,2)	21,7 (2,3)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	32,6 (3,1)	32,1 (2,7)	30,1 (3,4)	0,999	0,999	0,999	27,8 (2,3)	28,3 (3,2)	23,3 (2,9)	0,999	0,999	0,999
Lombar superior	30,1 (4,5)	23,2 (3,5)	30,7 (3,7)	0,999	0,999	0,899	28,0 (6,2)	19,4 (2,2)	32,1 (4,7)	0,999	0,999	0,094
Torácica inferior	20,6 (2,8)	28,3 (3,4)	21,4 (2,1)	0,518	0,999	0,552	24,8 (4,2)	30,3 (2,3)	22,7 (2,6)	0,999	0,999	0,184

Legenda: GH (grupo hérnia), GE (grupo estenose), GC (grupo controle), \bar{x} (média), DP (desvio-padrão) e R² (tamanho do efeito).

APÊNDICE O: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Torácica inferior e Torácica superior na fase de apoio da marcha.

	Velocidade confortável			GH x GE	GH x GC	GE x GC	Velocidade rápida			GH x GE	GH x GC	GE x GC
	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)
Plano sagital												
Anti-fase	60,1 (4,6)	64,6 (2,3)	62,2 (4,6)	0,999	0,999	0,999	59,4 (3,9)	63,8 (2,1)	60,1 (4,1)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	16,7 (1,8)	15,1 (2,8)	13,2 (1,1)	0,999	0,656	0,999	13,9 (1,4)	14,5 (1,1)	13,5 (1,0)	0,999	0,999	0,999
Torácica inferior	16,4 (3,6)	13,9 (1,5)	16,3 (2,5)	0,999	0,999	0,999	19,1 (4,2)	13,2 (1,5)	21,7 (2,4)	0,999	0,999	0,021 (0,01)
Torácica superior	8,1 (1,4)	8,1 (0,6)	9,4 (1,5)	0,999	0,999	0,999	8,9 (0,8)	10,2 (1,0)	10,9 (1,4)	0,999	0,999	0,999
Plano frontal												
Anti-fase	25,9 (3,5)	24,9 (3,8)	31,1 (2,5)	0,999	0,999	0,999	22,4 (3,8)	17,7 (1,4)	25,3 (2,9)	0,999	0,999	0,124
Em Fase	28,3 (2,5)	31,0 (6,2)	26,9 (2,9)	0,999	0,999	0,999	36,9 (4,8)	35,8 (6,3)	35,0 (3,0)	0,999	0,999	0,999
Torácica inferior	25,0 (3,4)	17,5 (4,5)	23,8 (3,4)	0,999	0,999	0,999	19,5 (3,3)	18,9 (5,9)	18,6 (2,4)	0,999	0,999	0,999
Torácica superior	29,9 (2,5)	30,6 (6,7)	24,9 (3,0)	0,999	0,999	0,999	28,2 (3,5)	32,5 (5,9)	26,5 (3,0)	0,999	0,999	0,999
Plano transversal												
Anti-fase	61,4 (8,3)	67,8 (7,8)	62,7 (3,5)	0,999	0,999	0,999	63,8 (8,8)	69,3 (9,6)	60,7 (4,1)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	19,5 (4,2)	16,3 (4,8)	19,1 (2,4)	0,999	0,999	0,999	16,1 (3,7)	14,4 (7,0)	19,9 (2,6)	0,999	0,999	0,999
Torácica inferior	11,0 (2,1)	9,4 (2,1)	11,4 (1,3)	0,999	0,999	0,999	13,4 (3,1)	10,2 (1,6)	12,8 (1,6)	0,999	0,999	0,999
Torácica superior	7,6 (2,6)	5,0 (1,7)	5,4 (0,9)	0,999	0,999	0,999	7,9 (2,6)	5,1 (1,4)	6,0 (1,1)	0,999	0,999	0,999

Legenda: GH (grupo hérnia), GE (grupo estenose), GC (grupo controle), \bar{x} (média), DP (desvio-padrão) e R² (tamanho do efeito).

APÊNDICE P: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Torácica inferior e Torácica superior na fase de oscilação da marcha.

	Velocidade confortável			GH x GE			GH x GC			GE x GC			Velocidade rápida			GH x GE			GH x GC			GE x GC		
	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)
Plano sagital																								
Anti-fase	10,7 (2,1)	9,2 (1,6)	8,0 (1,6)	0,999	0,999	0,999	12,9 (1,7)	11,6 (2,2)	10,8 (2,0)	0,999	0,999	0,999	12,9 (1,7)	11,6 (2,2)	10,8 (2,0)	0,999	0,999	0,999	12,9 (1,7)	11,6 (2,2)	10,8 (2,0)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	47,8 (7,1)	61,0 (5,7)	58,6 (5,4)	0,912	0,999	0,999	43,3 (6,0)	52,5 (8,1)	44,6 (5,3)	0,999	0,999	0,999	43,3 (6,0)	52,5 (8,1)	44,6 (5,3)	0,999	0,999	0,999	43,3 (6,0)	52,5 (8,1)	44,6 (5,3)	0,999	0,999	0,999
Torácica inferior	13,2 (1,3)	17,0 (3,0)	13,7 (1,4)	0,999	0,999	0,999	17,6 (3,6)	21,2 (3,0)	15,8 (1,4)	0,999	0,999	0,999	17,6 (3,6)	21,2 (3,0)	15,8 (1,4)	0,999	0,999	0,999	17,6 (3,6)	21,2 (3,0)	15,8 (1,4)	0,999	0,999	0,656
Torácica superior	23,1 (5,4)	12,6 (3,4)	20,0 (3,5)	0,100	0,999	0,823	26,0 (5,6)	14,4 (3,5)	27,8 (4,0)	0,408	0,999	0,823	26,0 (5,6)	14,4 (3,5)	27,8 (4,0)	0,408	0,999	0,823	26,0 (5,6)	14,4 (3,5)	27,8 (4,0)	0,408	0,999	0,073
Plano frontal																								
Anti-fase	44,6 (6,9)	28,9 (4,1)	32,9 (3,9)	0,310	0,830	0,999	35,3 (4,3)	37,7 (10,8)	30,9 (3,2)	0,999	0,999	0,999	35,3 (4,3)	37,7 (10,8)	30,9 (3,2)	0,999	0,999	0,999	35,3 (4,3)	37,7 (10,8)	30,9 (3,2)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	11,2 (3,2)	15,4 (2,6)	12,5 (1,7)	0,999	0,999	0,999	13,0 (4,6)	14,2 (4,0)	15,3 (2,6)	0,999	0,999	0,999	13,0 (4,6)	14,2 (4,0)	15,3 (2,6)	0,999	0,999	0,999	13,0 (4,6)	14,2 (4,0)	15,3 (2,6)	0,999	0,999	0,999
Torácica inferior	16,5 (3,9)	24,9 (7,7)	18,7 (3,1)	0,999	0,999	0,999	17,8 (3,9)	21,8 (5,3)	21,1 (3,96)	0,999	0,999	0,999	17,8 (3,9)	21,8 (5,3)	21,1 (3,96)	0,999	0,999	0,999	17,8 (3,9)	21,8 (5,3)	21,1 (3,96)	0,999	0,999	0,999
Torácica superior	27,5 (5,9)	30,6 (12,3)	35,7 (4,6)	0,999	0,999	0,999	33,7 (4,6)	26,1 (10,1)	32,5 (3,3)	0,999	0,999	0,999	33,7 (4,6)	26,1 (10,1)	32,5 (3,3)	0,999	0,999	0,999	33,7 (4,6)	26,1 (10,1)	32,5 (3,3)	0,999	0,999	0,999
Plano transversal																								
Anti-fase	11,1 (4,3)	4,0 (1,3)	5,4 (1,2)	0,734	0,999	0,999	10,1 (3,1)	3,3 (0,5)	4,9 (1,1)	0,202	0,736	0,999	10,1 (3,1)	3,3 (0,5)	4,9 (1,1)	0,202	0,736	0,999	10,1 (3,1)	3,3 (0,5)	4,9 (1,1)	0,202	0,736	0,999
Em Fase	61,1 (9,8)	78,7 (2,9)	68,4 (3,9)	0,523	0,999	0,224	58,1 (9,9)	73,7 (2,0)	64,8 (4,2)	0,754	0,999	0,224	58,1 (9,9)	73,7 (2,0)	64,8 (4,2)	0,754	0,999	0,224	58,1 (9,9)	73,7 (2,0)	64,8 (4,2)	0,754	0,999	0,373
Torácica inferior	10,7 (1,1)	8,1 (1,3)	13,5 (2,5)	0,920	0,999	0,362	17,8 (3,8)	10,9 (3,2)	17,7 (2,4)	0,999	0,999	0,362	17,8 (3,8)	10,9 (3,2)	17,7 (2,4)	0,999	0,999	0,362	17,8 (3,8)	10,9 (3,2)	17,7 (2,4)	0,999	0,999	0,606
Torácica superior	16,9 (4,5)	9,0 (2,6)	12,5 (2,1)	0,819	0,999	0,999	13,7 (3,6)	12,0 (1,6)	12,5 (2,9)	0,999	0,999	0,999	13,7 (3,6)	12,0 (1,6)	12,5 (2,9)	0,999	0,999	0,999	13,7 (3,6)	12,0 (1,6)	12,5 (2,9)	0,999	0,999	0,999

Legenda: GH (grupo hérnia), GE (grupo estenose), GC (grupo controle), \bar{x} (média), DP (desvio-padrão) e R² (tamanho do efeito).

APÊNDICE Q: Distribuição de frequência dos padrões de coordenação entre Torácica inferior e Torácica superior no ciclo total da marcha.

	Velocidade confortável			GH x GE			GH x GC			GE x GC			Velocidade rápida			GH x GE			GH x GC			GE x GC		
	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)	GH \bar{x} (DP)	GE \bar{x} (DP)	GC \bar{x} (DP)	P (R ²)	P (R ²)	P (R ²)
Plano sagital																								
Anti-fase	7,4 (1,1)	6,9 (0,6)	8,6 (1,4)	0,999	0,999	0,999	8,5 (0,9)	8,9 (0,9)	9,2 (1,4)	0,999	0,999	0,999	8,5 (0,9)	8,9 (0,9)	9,2 (1,4)	0,999	0,999	0,999	8,5 (0,9)	8,9 (0,9)	9,2 (1,4)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	57,7 (4,6)	63,9 (1,7)	61,2 (4,4)	0,999	0,999	0,999	56,2 (4,2)	61,6 (2,5)	62,3 (7,8)	0,999	0,999	0,999	56,2 (4,2)	61,6 (2,5)	62,3 (7,8)	0,999	0,999	0,999	56,2 (4,2)	61,6 (2,5)	62,3 (7,8)	0,999	0,999	0,999
Torácica inferior	16,0 (1,3)	15,5 (2,7)	14,1 (1,4)	0,999	0,999	0,999	14,6 (1,3)	15,8 (1,4)	13,8 (0,8)	0,999	0,999	0,999	14,6 (1,3)	15,8 (1,4)	13,8 (0,8)	0,999	0,999	0,999	14,6 (1,3)	15,8 (1,4)	13,8 (0,8)	0,999	0,999	0,999
Torácica superior	18,7 (3,3)	13,6 (1,3)	17,2 (2,5)	0,955	0,999	0,999	20,5 (3,8)	13,5 (1,0)	23,6 (2,8)	0,484	0,999	0,999	20,5 (3,8)	13,5 (1,0)	23,6 (2,8)	0,484	0,999	0,999	20,5 (3,8)	13,5 (1,0)	23,6 (2,8)	0,484	0,999	0,005 (0,10)
Plano frontal																								
Anti-fase	25,4 (2,2)	26,8 (5,2)	21,1 (2,5)	0,999	0,999	0,999	23,9 (3,3)	29,5 (4,8)	22,9 (2,4)	0,999	0,999	0,999	23,9 (3,3)	29,5 (4,8)	22,9 (2,4)	0,999	0,999	0,999	23,9 (3,3)	29,5 (4,8)	22,9 (2,4)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	23,0 (3,2)	23,0 (3,5)	27,3 (2,2)	0,999	0,999	0,999	20,5 (3,3)	17,0 (1,8)	23,3 (2,6)	0,999	0,999	0,999	20,5 (3,3)	17,0 (1,8)	23,3 (2,6)	0,999	0,999	0,999	20,5 (3,3)	17,0 (1,8)	23,3 (2,6)	0,999	0,999	0,289
Torácica inferior	25,9 (2,5)	29,8 (6,2)	25,2 (2,8)	0,999	0,999	0,999	33,1 (4,3)	33,0 (6,1)	32,3 (3,0)	0,999	0,999	0,999	33,1 (4,3)	33,0 (6,1)	32,3 (3,0)	0,999	0,999	0,999	33,1 (4,3)	33,0 (6,1)	32,3 (3,0)	0,999	0,999	0,999
Torácica superior	25,5 (3,7)	20,2 (5,9)	26,2 (3,6)	0,999	0,999	0,999	22,3 (3,5)	20,3 (6,5)	21,4 (2,4)	0,999	0,999	0,999	22,3 (3,5)	20,3 (6,5)	21,4 (2,4)	0,999	0,999	0,999	22,3 (3,5)	20,3 (6,5)	21,4 (2,4)	0,999	0,999	0,999
Plano transversal																								
Anti-fase	8,5 (3,0)	5,8 (2,2)	6,4 (0,7)	0,999	0,999	0,999	7,3 (2,4)	5,4 (2,1)	6,1 (1,2)	0,999	0,999	0,999	7,3 (2,4)	5,4 (2,1)	6,1 (1,2)	0,999	0,999	0,999	7,3 (2,4)	5,4 (2,1)	6,1 (1,2)	0,999	0,999	0,999
Em Fase	61,3 (8,5)	70,0 (6,3)	63,8 (3,4)	0,999	0,999	0,999	62,6 (8,9)	70,1 (8,1)	61,5 (4,0)	0,999	0,999	0,999	62,6 (8,9)	70,1 (8,1)	61,5 (4,0)	0,999	0,999	0,999	62,6 (8,9)	70,1 (8,1)	61,5 (4,0)	0,999	0,999	0,999
Torácica inferior	17,7 (3,5)	14,6 (3,7)	18,0 (2,2)	0,999	0,999	0,999	16,4 (3,6)	13,7 (6,2)	19,4 (2,2)	0,999	0,999	0,999	16,4 (3,6)	13,7 (6,2)	19,4 (2,2)	0,999	0,999	0,999	16,4 (3,6)	13,7 (6,2)	19,4 (2,2)	0,999	0,999	0,999
Torácica superior	12,2 (2,4)	9,3 (1,8)	11,6 (1,3)	0,999	0,999	0,999	13,4 (3,2)	10,5 (1,2)	12,7 (1,6)	0,999	0,999	0,999	13,4 (3,2)	10,5 (1,2)	12,7 (1,6)	0,999	0,999	0,999	13,4 (3,2)	10,5 (1,2)	12,7 (1,6)	0,999	0,999	0,999

Legenda: GH (grupo hérnia), GE (grupo estenose), GC (grupo controle), \bar{x} (média), DP (desvio-padrão) e R² (tamanho do efeito).

APÊNDICE R: Ficha de controle das distâncias entre os marcadores

	Pré Operatório	Pós Operatório 1 mês	Pós Operatório 3 meses	Pós Operatório 6 meses
EIASD a EIASE				
Trocânter a Epicôndilo D				
Trocânter a Epicôndilo E				
Trocânter a Cluster D				
Trocânter a Cluster E				
Epicôndilo a Maléolo D				
Epicôndilo a Maléolo E				
Epicôndilo a Cluster D				
Epicôndilo a Cluster E				
Torácica Superior a Inferior				
Lombar Superior a Inferior				

Comprimento MID:

Comprimento MIE:

Velocidade confortável:

Velocidade rápida:

APÊNDICE R: Características dos pacientes incluídos no estudo.

Paciente	Diagnóstico	Cirurgia	Fisioterapia Pré-Op	Fisioterapia PO
1	Hérnia discal L4/L5 (paramediana / foraminal esquerda) + L5/S1 (posteromediana / paramediana esquerda)	Discectomia aberta L4/L5 e L5/S1	2x/sem 6 meses (Solo e aquática)	2x/sem Início após 2 meses (Solo)
2	Hérnia discal L2/L3, L3/L4 (protusão foraminal / extraforaminal esquerda) + L4/L5 + L5/S1 (abaulamento difuso com pequeno componente posterior mediano)	Discectomia aberta L3/L4	Não	3x/sem Início após 2 semanas (Solo)
3	Hérnia discal L4/L5 (extrusão posterior / paramediana esquerda)	Artrodese posterior com prótese discal L4/L5	2 a 3x/sem 11 anos (Solo)	4x/sem Início após 6 semanas (Solo: terapia manual, fortalecimentos membros inferiores e abdominais)
4	Hérnia discal L5/S1 (extrusão posterior / paramediana esquerda)	Discectomia aberta + laminectomia L5/S1	2 a 3x/sem 1 ano (Solo)	2x/sem Início após 1 mês (Solo: 10 sessões)
5	Hérnia discal L5/S1 (protusão posterior / paramediana direita)	Discectomia aberta + laminectomia L5/S1	Durante crises (Osteopatia)	2x/sem Início após 3 meses (Pilates)
6	Hérnia discal L4/L5 (protusão posterior / extraforaminal esquerda) + L5/S1 (protusão posterior / paramediana direita)	Microdiscectomia L5/S1	6 meses (Osteopatia)	2x/sem Início após 1 mês (Solo: eletroterapia e alongamentos)
				3x/sem Após 3 meses (Solo: alongamento, terapia manual e fortalecimentos)
7	Hérnia discal L4/L5 (paramediana / foraminal esquerda)	Discectomia aberta L4/L5	2x/sem 4 anos (Pilates)	3x/sem Início após 1 mês (Solo: fortalecimentos e alongamentos)