UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA

SILVIO ANTONIO GARBELOTTI JUNIOR

Correlação entre a análise tridimensional da marcha, a
percepção da dor e o grau de estenose verificado em
exames de imagem em pacientes com estenose do canal
vertebral lombar

São Paulo
2013

SILVIO ANTONIO GARBELOTTI JUNIOR

Correlação entre a análise tridimensional da marcha, a percepção da dor e o grau de estenose verificado em exames de imagem em pacientes com estenose do canal vertebral lombar

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências

Programa de Fisiopatologia Experimental

Orientadora: Profa. Dra. Júlia Maria D'Andréa Greve

São Paulo

2013

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Garbelotti Junior, Silvio Antonio

Correlação entre a análise tridimensional da marcha, a percepção da dor e o grau de estenose verificado em exames de imagem em pacientes com estenose do canal vertebral lombar / Silvio Antonio Garbelotti Junior. -- São Paulo, 2013.

Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Programa de Fisiopatologia Experimental.

Orientadora: Júlia Maria D'Andréa Greve.

Descritores: 1.Marcha 2.Dor lombar 3.Estenose espinal 4.Imagem por ressonância magnética 5.Idoso

USP/FM/DBD-060/13

GARBELOTTI Jr., S.A. Correlação entre a análise tridimensional da marcha, a percepção da dor e o grau de estenose verificado em exames de imagem em pacientes com estenose do canal vertebral lombar. Tese apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

**Aos meus pais,
por me darem asas e raízes.**

AGRADECIMENTOS

Dra. Júlia Maria D'Andréa Greve pela gentileza e paciência com que sempre atendeu às minhas dúvidas e pelos muitos ensinamentos em tão breves momentos.

Prof. Amâncio Ramalho Jr. pelo tema, pela oportunidade e por abrir as portas do Laboratório de Estudo do Movimento Einstein – LEME, para que pudesse desenvolver o trabalho.

Paulo Lucareli pela amizade, pela troca constante de conhecimento e por sempre me incentivar a ir mais longe.

Wagner de Godoy, pessoa admirável tanto técnica como pessoalmente, sem seus conhecimentos e disposição em ajudar os dados deste trabalho não teriam a mesma precisão.

Milena Bernal por participar de maneira ativa nas coletas, de forma sempre gentil e sem esperar contrapartida.

Rogério Rocha, pelo tratamento estatístico e por sempre estar disposto a sanar minhas intermináveis dúvidas mesmo nas suas horas de descanso.

LISTA DE ABREVIATURAS

EVA	Escala Visual Analógica de Dor
RNM	Ressonância Nuclear Magnética
TC	Tomografia Computadorizada
GDI	<i>Gait Deviation Index</i> (índice de desvio da marcha)

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Diagnóstico diferencial entre claudicação intermitente e neurogênica.....	22
Quadro 2 - Características dos voluntários e valores relativos à área do canal vertebral e número de pacientes por classificação de estenose.....	30
Quadro 3 - Descrição da rotina de medida da área se secção transversal do canal vertabral.....	39

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Exemplo da escala visual analógica de dor apresentada aos pacientes no início e ao final da tarefa.....	31
Figura 2 – Conjunto de marcadores “Helen Heys” vista anterior.....	33
Figura 3 – Conjunto de marcadores “Helen Heys” vista posterior.....	34
Figura 4 – Conjunto de marcadores “Helen Heys” vista lateral.....	34
Figura 5 – Sequência da criação dos marcadores virtuais.....	35
Figura 6 – Exemplo demonstrando a sequência da aquisição das imagens.....	37
Figura 7 – Formas e coeficientes de correção para mensuração do canal vertebral.....	40
Figura 8 – Exemplo da medida da área do canal vertebral.....	41

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Variáveis espaço-temporais da marcha para o lado esquerdo pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável.....	45
Tabela 2 - Variáveis espaço-temporais da marcha para o lado esquerdo pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável.....	46
Tabela 3 - Variáveis angulares no plano sagital (em graus) e <i>gait deviation index (GDI score)</i> do lado esquerdo pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável.....	47
Tabela 4 - Variáveis angulares no plano sagital (em graus) e <i>gait deviation index (GDI score)</i> do lado direito pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável.....	48
Tabela 5 - Variação da percepção da dor através da aplicação da escala visual analógica (EVA) em indivíduos com estenose do canal vertebral nos períodos pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável.....	49
Tabela 6 - Correlação entre as variáveis espaço-temporais do lado esquerdo e a percepção da dor nos períodos pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável.....	50
Tabela 7 - Correlação entre as variáveis espaço-temporais do lado direito e a percepção da dor nos períodos pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável.....	51
Tabela 8 - Correlação entre as variáveis espaço-temporais do lado esquerdo e a área transversal do canal vertebral pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável.....	52

Tabela 9 - Correlação entre as variáveis espaço-temporais do lado direito e a área transversal do canal vertebral pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto- regulável.....	53
Tabela 10 - Correlação entre as variáveis angulares do lado esquerdo e a percepção da dor pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável.....	54
Tabela 11 - Correlação entre as variáveis angulares do lado direito e a percepção da dor pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável.....	55
Tabela 12 - Correlação entre as variáveis angulares do lado esquerdo e a área transversal do canal vertebral pré e caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável.....	56
Tabela 13 - Correlação entre as variáveis angulares do lado direito e a área transversal do canal vertebral pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável.....	57
Tabela 14 - Correlação entre a área transversal do canal vertebral e a percepção da dor caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável.....	58

RESUMO

GARBELOTTI Jr., S.A. **Correlação entre a análise tridimensional da marcha, a percepção da dor e o grau de estenose verificado em exames de imagem em pacientes com estenose do canal vertebral lombar. [tese].** São Paulo: Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina, 2012. 72 f.

Dor lombar é uma queixa comum especialmente entre os idosos. O termo estenose espinal é baseado no fato de que um espaço mínimo do canal vertebral é necessário para o funcionamento normal das estruturas nervosas e quando esse espaço torna-se estreito, resulta em sintomas como dor, dormência e fraqueza dos membros inferiores e claudicação neurogênica, que pioram com o esforço e melhoram com o repouso. **Objetivos:** Avaliar as alterações cinemáticas da marcha antes e após esforço físico em teste de esteira e correlacionar com a percepção de dor e com o grau de estenose do canal vertebral lombar obtido através do exame de ressonância nuclear magnética. **Método:** 14 pacientes com diagnóstico de estenose do canal vertebral lombar, com média de idade de 74,5 (9,8) anos e a área transversal média do canal vertebral foi de 43,86 (28,76) mm². Para análise cinemática foram utilizados o sistema Vicon® MX 40 e o software Nexus® de reconstrução tridimensional das imagens. O exame constou de três fases: 1) Captura de seis ciclos de marcha após um período de descanso; 2) Caminhada em esteira durante um período máximo de 20 minutos; 3) Nova captura de outros 6 ciclos da marcha imediatamente após o esforço. A partir destes dados, as variáveis espaço temporais e angulares foram extraídas e analisadas individualmente e, em seguida, comparadas com a percepção da dor de cada paciente obtido pela escala visual analógica no início e ao final do exame e com a área transversal do canal vertebral medida em exames de ressonância nuclear magnética. **Resultados:** A maior parte das correlações se mostraram fracas e os resultados mais expressivos se referiram ao GDI onde notamos diminuição das medianas para ambos os membros com correlação negativa moderada com a percepção da dor pós-esforço, tanto para o membro esquerdo ($r = -0,64$, $p = 0,014$) quanto para o direito ($r = -0,53$, $p = 0,05$), o que significa que existe uma diminuição significativa da função geral dos membros inferiores conforme o sintoma da dor aumenta ($p = 0,002$). Este fato pode ter reflexo na diminuição da cadência e da velocidade além dos tempos de apoio simples (significante para o membro esquerdo, $p = 0,019$) e balanço (significante para o membro direito, $p = 0,013$) como parte de uma estratégia de proteção contra a dor e o desequilíbrio. **Conclusão:** Há alteração da velocidade, cadência e dos tempos de apoio simples e duplo apoio para compensar a dor e a diminuição da função dos membros inferiores medida pelo GDI se correlaciona com o aumento da dor. Porém, as variáveis cinemáticas da marcha e a dor não tiveram correlação com tamanho da área transversal do canal vertebral.

Descritores: dor lombar; estenose espinal; imagem por ressonância magnética; marcha.

SUMMARY

GARBELOTTI Jr., S.A. **Correlation between three-dimensional gait analysis, pain perception and degree of stenosis occurred on imaging exam in patients with lumbar spinal stenosis [thesis]**. São Paulo: Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina, 2012. 72 f.

Back pain is a common complaint especially among older patients. The spinal stenosis term is based on the fact that a minimum space of the spinal canal is necessary for normal functioning of the nervous structures, and when this space becomes narrow, results in nerve compression symptoms such as pain, lower limbs numbness and weakness and neurogenic claudication, which increase with stress and decreases with rest. **Objective:** Evaluate kinematics changes of gait before and after physical effort in treadmill test, and correlate with the perception of pain and the lumbar stenosis degree obtained by nuclear magnetic resonance. **Method:** 14 subjects were evaluated with diagnostic of lumbar stenosis with a mean age of 74,5 (9,8) years and average size of the spinal canal was 43.86 (28.76) mm². Were used for kinematic analysis Vicon ® MX 40 system and Nexus ® software for images three-dimensional reconstruction. The exam consisted of three phases: 1) Capture of six gait cycles after a rest period; 2) Walk on treadmill for a maximum of 20 minutes; 3) New capture of other 6 gait cycles immediately after the effort. From these data, temporal-spatial and angular variables were extracted and analyzed individually and compared to the pain perception obtained by visual analog scale at the beginning and the end of the exam and the cross-sectional area of the dural sac obtained from the nuclear magnetic resonance. **Results:** Most of the correlations were weak and the most significant results are reported to GDI when we observed decrease in medians for both lower limbs to moderate negative correlation when compared to pain perception after effort for both left ($r = -0.64$, $p = 0.014$) and right limb ($r = -0.53$, $p = 0.05$), which means that there is a significant reduction in the global function of the lower limbs according the symptom of pain increases ($p = 0.002$). This fact may be reflected in decreased cadence and gait speed and also the times of single support (significant for the left limb, $p = 0.019$) and balance (significant for the right limb, $p = 0.013$) as a protection strategy against pain and imbalance. **Conclusion:** There is changing the speed, cadence and time of single and double support for compensation of pain and decreased function of the lower limbs measured by GDI correlates with increased pain. However, the kinematic variables of gait and pain did not correlate with the size of cross-sectional area of the spinal canal.

Descriptors: Gait; Low Back Pain; Magnetic Resonance Imaging; Spinal Stenosis.

SUMÁRIO

Lista de abreviaturas

Lista de quadros

Lista de figuras

Lista de tabelas

Resumo

Summary

1	INTRODUÇÃO.....	15
2	OBJETIVOS.....	18
3	REVISÃO DA LITERATURA.....	19
3.1	Estenose do canal vertebral lombar.....	19
3.1.1	Quadro clínico.....	21
3.1.2	Diagnóstico por imagem.....	23
3.2	Avaliação funcional da marcha.....	26
3.2.1	Análise cinemática.....	27
3.2.2	Índice de desvio da marcha (<i>Gait Deviation Index</i>)	27
4	MÉTODOS.....	29
4.1	Tipo de estudo.....	29
4.2	Local do estudo.....	29
4.3	Casuística.....	29
4.4	Metodologia.....	31
4.4.1	Exame físico.....	31
4.4.2	Avaliação do sintoma de dor.....	31
4.4.3	Cinemática.....	32
4.4.4	Avaliação dos exames de imagem.....	39
4.5	Fluxograma do estudo.....	42
4.6	Análise estatística.....	43
5	RESULTADOS.....	44
5.1	Variação dos parâmetros cinemáticos e da percepção da dor nos períodos pré e pós-esforço físico.....	45
5.2	Correlação entre os parâmetros cinemáticos, a percepção da dor e a área transversal do canal vertebral.....	50

6	DISCUSSÃO.....	59
7	CONCLUSÕES.....	64
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	65

1. INTRODUÇÃO

Dor lombar é uma queixa comum na prática de atenção primária, especialmente entre pacientes idosos (Lazaro, Quinet, 1994). Admite-se que 80% da população mundial adulta têm ou terão algum tipo de dor lombar (Ortiz, 2000) decorrentes de doenças da unidade funcional da coluna lombar, como hérnias de disco e estreitamento (estenose) do canal vertebral. A média de idade da primeira crise gira em torno de 37 anos e 76% dos pacientes referem dor lombar pregressa com até dez anos de duração (Negrelli, 2001).

Binder et al. (2002), Hartmann et al. (2005), Padua et al. (2007) e Watters et al. (2008) referem que há necessidade de um espaço mínimo do canal vertebral para o funcionamento normal das estruturas nervosas e quando este espaço, sob certas circunstâncias, fica mais estreito, ocorre compressão nervosa, com aumento da pressão sobre as raízes nervosas causando déficits neurológicos com sintomas graves de dor lombar e disfunção dos membros inferiores, prejudicando a deambulação e em consequência a independência e a qualidade de vida dos pacientes.

A estenose lombar afeta mais a população idosa e, ainda que a incidência não seja conhecida, estima-se que um em cada 1000 pacientes, com mais de 65 anos tenha sintomas relacionados ao estreitamento do canal vertebral (Alvarez, Hardy, 1998; Singh et al., 2005; Katz, Harris, 2008; Joaquim et al., 2009). Nos pacientes idosos, a estenose lombar é uma das causas mais frequentes de lombalgia com ou sem dor radicular e o envelhecimento populacional aumentou a prevalência da incapacidade causada pela estenose lombar degenerativa (Sirvanci et al., 2008), e tende a crescer, segundo Cadosch et al. (2008) e Abbas et al. (2010), com o aumento da expectativa de vida. Após o diagnóstico de estenose lombar se confirmar, muitos casos são encaminhados para tratamento cirúrgico se tornando assim a causa mais comum de cirurgia da coluna vertebral neste grupo de pacientes (Joaquim et al. 2009).

O quadro clínico é insidioso, com queixas não específicas de dor lombar e fraqueza de membros inferiores. Os sintomas pioram com atividade física e melhoram com repouso e a dor piora com a extensão e melhora com a flexão do tronco (Garfin et al., 1999).

O diagnóstico de estenose lombar é definido pelo exame clínico que procura possíveis alterações da marcha, do tônus e da força muscular (Lazaro, Quinet, 1994; Brandt, Wajchenberg, 2008) e o exame de imagem que mostra a severidade ou não do estreitamento do canal vertebral conforme preconizaram Hamanishi et al. (1994). Normalmente o diagnóstico é fechado quando está presente além da dor lombar, a claudicação neurogênica com pelo menos 12 semanas de duração em conjunto com um exame de imagem que mostre estreitamento do canal vertebral compatível com os sintomas referidos (Lurie et al., 2008; Zeifang et al., 2008), partindo do princípio de que quanto mais grave é a estenose do canal vertebral, maior deve ser a percepção da dor e menor a capacidade funcional da marcha do paciente.

Porém, segundo Zeifang et al. (2008) apesar de os exames por imagem desempenharem um papel fundamental no diagnóstico da estenose do canal vertebral lombar e na definição da conduta de tratamento, devem ser avaliados com cuidado como preditores para prognóstico e indicação cirúrgica, pois como ressaltam Haig et al. (2007) e Brandt, Wajchenberg (2008) é freqüente a dissociação entre os achados clínicos e os exames subsidiários, não sendo raro uma ressonância nuclear magnética (RNM) mostrando estreitamento do canal no segmento lombossacral em indivíduos assintomáticos, ou seja, a síndrome clínica da estenose lombar é comum e incapacitante, mas não é claramente relacionada com alterações das medidas anatômicas do canal vertebral (Kraft 1998; Yukawa et al. 2002; Geisser et al. 2007; Haig et al., 2007).

Pouco se sabe sobre uma possível correlação entre os resultados oferecidos pelos exames de imagem, a análise funcional e objetiva da marcha e a apresentação de dor pelos pacientes com estenose lombar (Lurie et al., 2008; Zeifang et al. 2008), neste sentido Haig et al. (2006b) e Geisser et al. (2007)

defendem que o estudo funcional da claudicação neurogênica através de ferramentas objetivas pode ser significativo no prognóstico de evolução da estenose lombar.

A maior parte dos trabalhos que relaciona a disfunção da marcha com os sintomas e os resultados de imagem, o fazem através de testes como o da caminhada de 15 minutos ou o que mede a distância acumulada em sete dias (Tong et al., 2007), porém existem poucos trabalhos como os apresentados por Suda et al. (2002), Bacchini et al. (2008) ou Zeifang et al. (2008), sobre as alterações cinemáticas da marcha causadas pela claudicação neurogênica e relacionadas aos sintomas clínicos (dor) e medidas de imagem.

Nossa hipótese foi de que ao utilizarmos os dados cinemáticos fornecidos por um sistema de análise tridimensional do movimento, mais preciso e que gera dados mais complexos do que os testes convencionais comumente aplicados, poderíamos estabelecer uma correlação entre as variáveis cinemáticas, o sintoma de dor e a área transversal do canal vertebral, respondendo desta forma à pergunta: Será que um exame de alta precisão, porém de alto custo, ofereceria dados relevantes no diagnóstico funcional dos pacientes que apresentam estenose lombar a ponto de influenciar a conduta de tratamento ou a indicação cirúrgica?

2. OBJETIVOS

- Comparar as variáveis espaço-temporais e angulares da análise tridimensional da marcha e intensidade de dor medida pela Escala Visual Analógica de Dor (EVA) antes e após esforço físico, em indivíduos com estenose do canal vertebral lombar;
- Correlacionar as variáveis espaço-temporais e angulares da análise tridimensional da marcha e a intensidade da dor (EVA) com o grau de estenose do canal vertebral lombar obtido através do exame de ressonância nuclear magnética.

3. REVISÃO DA LITERATURA

3.1. Estenose do Canal Vertebral Lombar

Os primeiros relatórios médicos da estenose do canal vertebral lombar decorrem dos anos 1800 (apud Botwin, Gruber, 2003). Em 1803, o pesquisador francês Portal postulou que dores lombares e nos membros podiam ser causados por pinçamento ósseo dos nervos. Em 1893, um cirurgião inglês chamado Lane fez uma laminectomia descompressiva para aliviar uma mulher dos sintomas da síndrome da cauda eqüina causada por estenose espinal. O conceito de estenose congênita do canal espinal foi proposto por Sarpyener¹ em 1945 (apud Botwin, Gruber, 2003) em estudo com crianças que apresentavam sintomas compatíveis com a doença do neurônio motor inferior.

Em 1953, Schlesinger e Taveras² (Apud Schatzker, Pennal, 1968) referem que o canal espinal estreito decorrente da hérnia de disco pode causar um quadro atípico de compressão da cauda eqüina e Verbiest³ (1954 Apud Schatzker, Pennal, 1968) mostra que o estreitamento estrutural do canal espinal causa compressão das raízes da cauda eqüina, mesmo sem hérnia de disco. Kirkaldy-Willis et al.⁴ (1978 apud Botwin, Gruber, 2003) referem que cargas excessivas de rotação e compressão do complexo articular formado pelas articulações dos processos articulares e o disco intervertebral, causam lesões crônicas como espondilolistese, escoliose degenerativa, retrolistese e deformidades rotacionais, que podem causar estenose lombar.

Estenose lombar é um estreitamento do canal vertebral lombar causado por anormalidades estruturais e pode ser causada pela diminuição da área total do canal vertebral, dos recessos laterais ou do forame neural (Binder et al., 2002;

¹ Sarpyener MA. Congenital stricture of the spinal canal. J Bone Joint Surg Am 1945; 27:70–9.

² Schlesinger EB, Taveras JM. Factors in the Production of “Cauda Equina” Syndromes in Lumbar Discs. Trans Am Neur Assoc. 1953; 78:263.

³ Verbiest H. A Radicular Syndrome from Developmental Narrowing of the Lumbar Vertebral Canal. J Bone Joint Surg. 1954;36-B:230.

⁴ Kirkaldy-Willis WH, Wedge JH, Yong-Hing K. Pathology and pathogenesis of lumbar spondylolisthesis and stenosis. Spine 1978; 3:319–28.

Katz, Harris 2008; Daffner, Wang, 2009). A estenose lombar acarreta sinais e sintomas neurológicos nos membros inferiores causados pela compressão das raízes nervosas da cauda equina. Schatzker e Pennal (1968) consideram a estenose vertebral como uma síndrome que pode ser causada por vários fatores.

A estenose lombar pode ser congênita e adquirida. Na congênita, há maior propensão para a ocorrência de compressão das raízes nervosas, os sintomas aparecem mais precocemente e estão menos associados com a presença de alterações degenerativas. Na adquirida, os sintomas aparecem a partir da sexta década de vida e pode ser degenerativa (causa mais comum), pós-traumática, ou iatrogênica (Singh et al., 2005; Katz, Harris 2008; Daffner, Wang, 2009; Joaquim et al. 2009).

As sobrecargas na coluna lombar podem causar protrusões dos discos intervertebrais, hipertrofia dos processos articulares e ligamentos (amarelo ou longitudinal posterior) com formação de pontes ósseas entre as vértebras, que aumentam a estenose e comprimem as estruturas nervosas pela redução do canal vertebral (Alvarez, Hardy, 1998; Singh et al. 2005; Katz, Harris 2008; Joaquim et al. 2009).

A degeneração discal começa com a desidratação e perda de altura do disco e substituição das fibras de colágeno tipo II e proteoglicanos do tecido fibroso, com consequente aumento da mobilidade segmentar. O disco sofre um abaulamento, há hipertrofia das superfícies articulares e formação de osteófitos que invadem o canal medular e/ou o recesso lateral. A degeneração das superfícies articulares pode causar a uma instabilidade segmentar grave, com espondilolistese e agravamento da estenose vertebral (Katz, Harris 2008; Joaquim et al. 2009).

3.1.1. Quadro clínico

Os sintomas mais comuns da estenose lombar são dores na região posterior ou póstero-lateral dos membros após esforço físico, diminuição de sensibilidade, disestesias e fraqueza muscular. A dor durante a marcha que melhora com o repouso acarreta a claudicação neurogênica. A dor lombar pode ser acompanhada por irradiação assimétrica bilateral ou na distribuição do nervo isquiático (Schatzker, Pennal, 1968; Lee et al., 1997; Garfin et al., 1999; Goh et al., 2004; Katz, Harris 2008; Watters et al., 2008; Joaquim et al., 2009). A sintomatologia é progressiva e causa diminuição do equilíbrio e deficiência de marcha e aumento do risco de quedas (Alvarez, Hardy, 1998; Cadosch et al, 2008; Kim et al. 2011). Em casos mais avançados pode haver incontinência urinária e fecal e impotência sexual (Joaquim et al. 2009).

A claudicação neurogênica é o sintoma mais incapacitante e é causada pela compressão direta das raízes nervosas (neurogênica), por isquemia local da raiz nervosa ou por disfunção do sistema nervoso autônomo (Takahashi et al., 1995; Porter, 1996; Chosa et al., 2005; Morishita et al., 2009). É diagnosticada com base em um histórico pregresso e pode apresentar inicialmente poucos sinais anormais devendo ser distinguida da claudicação intermitente vascular que é agravada pela duração da marcha (Quadro 1).

A claudicação não é patognomônica⁵ da estenose lombar, Joaquim et al. (2009) observaram, que 92% dos pacientes com estenose tinham queixas de membros inferiores mas somente 75% apresentavam claudicação enquanto Goh et al. (2004) encontraram claudicação em 61% dos pacientes dos pacientes com estenose.

Além disso, uma vez que a dor desaparece com o repouso e volta com o esforço é comum no paciente com estenose observarmos uma postura antálgica típica, com inclinação anterior do tronco e retificação da lordose lombar (Takahashi et al., 1995; Porter, 1996; Garfin et al., 1999; Goh et al.,

⁵ Diz-se dos sintomas próprios de cada moléstia e cuja identificação permite um diagnóstico certo.

2004; Alyas et al., 2008; Bachini et al., 2008; Watters et al., 2008; Joaquim et al., 2009).

Quadro 1 – Diagnóstico diferencial entre claudicação intermitente e neurogênica (Vo et al. 2005).

Sintoma	Neurogênica	Intermitente
Dor	Queimação	Câimbras
Sensitivo	Parestesia	Não há
Déficit motor	Sim	Sim
Reflexo	Diminuído ou Ausente	Normal
Pulso arterial	Normal	Diminuído ou Ausente
Pele	Normal	Palidez ou Hiperemia; Alopecia.
Fator de incitamento	Caminhada prolongada	Caminhada prolongada
Fator de alívio	Sentar ou Deitar	Interromper a caminhada

Há poucos trabalhos sobre as anormalidades da marcha associadas à estenose lombar (Zeifang et al., 2008). Tong et al. (2007) referem que idosos com estenose lombar têm mais deficiência da marcha que assintomáticos. O teste de caminhada de 15 minutos com o grupo de estenose foi mais lento do que com os idosos assintomáticos. No entanto, em longo prazo há compensações na tentativa de melhorar a função, pois a distância acumulada em sete dias não está diminuída.

Dagi et al. (1987) acompanharam 19 pacientes por 22 meses pós-operatório e 26% consideraram excelente a melhora conseguida, 21% bom, 26% referem piora após melhora inicial. Lee et al. (1997) e Wang et al. (2003) referiram melhora na qualidade da marcha dos pacientes avaliados no pós-operatório (84% e 61% respectivamente).

Takahashi et al. (1995) observaram aumento na pressão peridural na fase de duplo apoio em cada ciclo, sendo mais em pacientes com estenose. O aumento da pressão epidural foi maior na caminhada simples do que na caminhada com flexão lombar.

Sato e Kikuchi (1994) observaram que o bloqueio seletivo radicular no nível responsável pela claudicação neurogênica melhorou a sintomatologia em todos os pacientes, sem mudança nos indivíduos assintomáticos. O teste de carga na marcha foi adequado para prever as mudanças nos sintomas neurológicos durante exercício, técnica vantajosa e com um bom potencial de sucesso em longo prazo, pois pode evitar cirurgias.

Suda et al. (2002) avaliaram os parâmetros espaço-temporais de 60 pacientes com estenose lombar e claudicação neurogênica utilizando uma plataforma de força, antes e após a cirurgia de descompressão, e referiram que a análise da marcha permite avaliação quantitativa em pacientes com estenose lombar sendo uma boa ferramenta para mensurar os resultados do tratamento cirúrgico.

3.1.2 Diagnóstico por Imagem

De maneira prática, a área transversal do canal vertebral considerada normal e amplamente difundida pela literatura é aquela que apresenta valor superior a 100mm^2 , com valores intermediários de classificação da estenose de 70mm^2 a 100mm^2 como estenose moderada e abaixo de 70mm^2 como estenose grave (Hamanishi et al., 1994; Vo et al., 2005; Alyas et al., 2008; Sirvanci et al., 2008;

Zeifang et al., 2008; Papadakis et al., 2009a e 2009b; Steurer et al., 2011). Alguns autores consideram ainda os valores entre 100 e 130mm² como limítrofes e de alto risco para desenvolver estenose (Alyas et al., 2008; Steurer et al., 2011).

Blau e Logue, já em 1978 consideravam o estreitamento do canal lombar no diagnóstico da estenose e indicavam a mieolografia como o procedimento definitivo. Atualmente, a ressonância nuclear magnética é o exame de escolha, mas 20% dos pacientes com 60 anos ou mais podem apresentar achados radiológicos compatíveis com a estenose, porém são assintomáticos (Kim, Lim, 2005; Haig et al. 2007; Cadosch et al. 2008; Watters et al., 2008; Joaquim et al. 2009; Sigmundsson et al., 2011).

Chiodo et al. (2008) referem que a alta taxa de falso-positivo da RNM a torna uma ferramenta pouco confiável para avaliar estenose clinicamente significativa e sugerem a associação entre a imagem da ressonância com o eletrodiagnóstico e o quadro clínico para o sucesso do tratamento. McNee et al. (2011) referem que as anormalidades apresentadas na RNM não são preditores de resultado positivo no tratamento das lombalgias e tem pouco valor prognóstico para os sintomas e incapacidade, mas têm sido determinantes na escolha do tipo de tratamento.

Os exames por imagem mais simples para diagnóstico da estenose são as radiografias anteroposteriores e laterais, com flexão e extensão do tronco e que fornecem dados sobre alterações dos movimentos e da estabilidade vertebral (Lazaro, Quinet, 1994; Garfin et al., 1999; Brandt, Wajchenberg, 2008) permitindo ainda o estudo das estruturas ósseas, mostrando osteófitos, degeneração das faces articulares e desalinhamentos no plano frontal e sagital. A grande vantagem das radiografias simples é a possibilidade de serem realizadas na posição ortostática, mostrando as estruturas sob o efeito da força da gravidade (Brandt, Wajchenberg, 2008).

Lazaro & Quinet, (1994) e Garfin et al., (1999) não recomendam a tomografia computadorizada (TC) sem contraste, pois não identifica as estruturas

nervosas, e recomendam a RNM apenas para o planejamento cirúrgico, uma vez que o diagnóstico pode ser realizado com a anamnese, o exame físico e radiografia convencional.

Já Brandt e Wajchenberg (2008) e Joaquim et al. (2009) recomendam a RNM, pois além de permitir avaliar a forma do canal vertebral, o grau de estenose e quais estruturas ósseas são responsáveis pelo estreitamento, permitem ver o disco intervertebral e as estruturas moles incluindo as estruturas nervosas nos três planos de secção, porém sem expor o paciente à radiação das radiografias.

Zeifang et al. (2008) referem que pouco se sabe da correlação entre a RNM, a análise da marcha e o quadro clínico do paciente e afirmam não ter encontrado relação entre a RNM e a eficiência da caminhada em indivíduos com estenose lombar considerando que este exame tem limitações como preditor de curto prazo.

Alias et al. (2008) encontraram redução significativa da área do canal vertebral quando compararam o exame de imagem em posição supino para a posição vertical. E sugerem que apesar da posição supino ser a preferida para os exames, em pacientes com sintomas lombares e em membros inferiores, deveriam ser feitos na posição ortostática e com flexão e extensão do tronco.

Kanno et al. (2012) compararam os resultados para a área transversal do canal vertebral obtidas pela RNM convencional com os obtidos pela RNM com carga axial e compararam estes aos sintomas de dor obtidos através da escala visual analógica de dor e pelo teste de distância de caminhada acumulada. Inicialmente observaram que houve alterações superiores a 15mm^2 de diminuição da área entre os exames e nestes pacientes houve correlação significativa com os sintomas. Com isso concluem que a ressonância com carga axial é mais significativamente correlacionada com a gravidade dos sintomas e fornece informação mais valiosa do que a convencional para avaliar pacientes com estenose lombar.

3.2. Avaliação Funcional da Marcha

“A marcha é um meio natural do corpo para se deslocar de um local para outro. A versatilidade funcional permite aos membros inferiores se acomodarem prontamente a mudanças de superfície e obstáculos. [...] Devido às numerosas vantagens da marcha, os pacientes se esforçam para reter esta habilidade até na presença de grave prejuízo. Como vários tipos de doenças alteram a mobilidade e a eficiência muscular, os pacientes compensam onde quer que seja possível e aceitam reações compensatórias de segmentos adjacentes” (Perry, 2005, v1. p.xiii).

A locomoção resume o deslocamento do centro de gravidade através do espaço com o menor gasto de energia possível (Saunders et al., 1953). Depende de uma grande quantidade de movimentos, que ocorrem simultaneamente nos três planos do espaço, dificultando sua análise. As doenças neuromusculares e musculoesqueléticas afetam a periodicidade e previsibilidade da marcha causando instabilidades (Perry, 2005; Papadakis et al., 2009a).

Os padrões cinéticos e cinemáticos da marcha são característicos e individuais, pois são periódicos e determinados por características morfológicas do corpo e pela capacidade de controle dos movimentos.

As principais determinantes da marcha são rotação pélvica, inclinação pélvica, flexão do joelho e do quadril, interação entre o joelho-tornozelo e deslocamento lateral da pelve. A avaliação das determinantes permite observar a variação individual e as alterações dinâmicas de uma marcha patológica. As compensações podem ser eficazes, na alteração de uma determinante, perdas maiores aumentam o custo energético da locomoção e torna a marcha muito mais difícil (Saunders et al., 1953).

3.2.1 Análise Cinemática

A cinemática mostra a posição de um corpo em função do tempo entre um ponto inicial e um ponto final, gerando um sistema de coordenadas. O conjunto de pontos aptados ao longo de um intervalo de tempo gera uma trajetória e algumas variáveis importantes para descrição do movimento podem ser avaliadas como o deslocamento, distância, velocidade e aceleração realizadas durante a realização do movimento (Okuno, Fratin, 2003). Na análise da marcha, os pontos de referência usados para analisar o deslocamento dos segmentos do corpo no espaço, são dados por um conjunto de marcadores que, quando inseridos dentro sistema de análise das imagens, formam um modelo do corpo a ser estudado. Os marcadores podem ser captados durante o deslocamento (posição, direção e sentido) e formam uma trajetória do segmento do corpo, permitindo que algumas variáveis espaço-temporais (velocidade, tempo, comprimento do passo, distância percorrida e cadência) e angulares (picos máximo, médio e mínimo dos movimentos articulares) sejam avaliadas (Perry, 2005).

3.2.2 Índice de Desvio da Marcha (*Gait Deviation Index - GDI*)

A análise tridimensional da marcha gera medições cinemáticas em todo o ciclo e as decisões clínicas são baseadas na interpretação dos dados, que avaliam a qualidade do padrão individual da marcha. Com a evolução dos instrumentos de avaliação e a maior aplicabilidade clínica da análise tridimensional da marcha, alguns índices de funcionalidade vêm sendo desenvolvidos para facilitar a interpretação dos complexos resultados obtidos no exame, buscando fazer uma correlação maior entre os dados clínicos e a função real (Baker et al., 2008).

A marcha pode ser avaliada através dos parâmetros espaço-temporais (velocidade, cadência, comprimento do passo ou da passada) que medem a qualidade e eficiência da marcha e dos angulares (mede o deslocamento entre

os segmentos) que traduzem o movimento dos vários segmentos corpóreos durante o deslocamento em uma visão tridimensional (Schwartz, Rozumalski, 2008).

Alguns modelos matemáticos métodos estatísticos têm sido desenvolvidos para avaliar a complexidade e interdependência da análise tridimensional da marcha, dentro dos quais se destaca o *Gait Deviation Index (GDI)*, traduzido livremente como índice de desvio da marcha, desenvolvido e validado por Schwartz e Rozumalski (2008) a partir da análise de 6.702 ciclos de marcha normal captados no *Gillette Children's Specialty Healthcare Center for Gait and Motion Analysis* de fevereiro de 1994 e abril de 2007. O cálculo do GDI leva em consideração os padrões de rotação articular dos segmentos que formam os membros inferiores, pelve e coxa (quadril) nos três planos de movimento, do joelho e do tornozelo no plano sagital e a progressão do pé como a medida de orientação no plano transversal. O GDI é um índice de medida multivariada que descreve a participação dos membros inferiores na progressão da marcha.

Segundo Baker et al. (2008) o GDI é uma medida bastante confável da qualidade do movimento da marcha, pois usa apenas variáveis cinemáticas. A interpretação é baseada em valores numéricos, assim um GDI maior ou igual a 100 pontos indica uma marcha normal, quanto menor é o índice pior é a qualidade dos movimentos que compõem a marcha daquele indivíduo, além disso cada dez pontos de diminuição do índice corresponde a um desvio-padrão abaixo da média normal (Schwartz, Rozumalski, 2008).

4. MÉTODOS

4.1. Tipo de Estudo

Estudo transversal de intervenção não controlada.

4.2. Local do Estudo

O estudo foi desenvolvido na disciplina de Fisiopatologia Experimental da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Sito à Avenida Dr. Arnaldo, 455 – 2º. Andar, sala 2314 - Cerqueira César - São Paulo – SP.

Foi aprovado pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa – CAPPesq – FMUSP, sob o protocolo nº 1351/09.

As coletas foram realizadas no Laboratório de Estudos do Movimento Einstein (LEME) do Hospital Israelita Albert Einstein (HIAE), sito à Avenida Albert Einstein, 627/701 – Morumbi – São Paulo - SP.

4.3. Casuística

Participaram deste estudo 14 indivíduos voluntários com diagnóstico médico de estenose do canal vertebral lombar, de ambos os sexos (amostra por conveniência – não probabilística) cujas características estão apresentadas no quadro 2.

Quadro 2 - Características dos voluntários e valores relativos à área do canal vertebral e número de pacientes por classificação de estenose.

Características clínicas	
Gênero	
<i>Masculino</i>	10
<i>Feminino</i>	4
Idade – média (dp)	74,5 (9,8)
Segmento de maior estenose	
<i>L3-L4</i>	1
<i>L4-L5</i>	13
Área do saco dural (mm ²) – média (dp)	43,86 (28,76)
Nº de pacientes com estenose grave (<70mm ²)	10
Nº de pacientes com estenose moderada (70-100mm ²)	3
Nº de pacientes com estenose limitrofe (100-130mm ²)	1

Os critérios de exclusão foram:

- Não concordância em participar do estudo através de ciência e adesão pelo termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE). (Apêndice B)
- Não serem capazes de andar de forma independente;
- Idade inferior a 50 anos;
- Terem sido submetidos à cirurgia na coluna vertebral em qualquer dos segmentos;
- Não conseguirem cumprir as três etapas da tarefa de coleta dos dados cinemáticos.

4.4 Metodologia

4.4.1. Exame Físico

Foram medidas estatura (cm), massa corporal (kg), distância entre o acrômio e o ombro (cm), espessura das mãos (cm), distância entre as espinha ilíacas Antero-superiores (cm), comprimento dos membros inferiores (cm), diâmetros dos cotovelos, punhos, joelhos e tornozelos (cm) e mensuração da torção tibial dos pacientes, medidas exigidas pelo sistema Vicon® e necessárias para modelagem do paciente e realização do exame tridimensional da marcha.

4.4.2. Avaliação do Sintoma de Dor

Escala Visual Analógica de Dor (EVA)

A Escala Visual Analógica (EVA) consiste de uma faixa limitada de dez centímetros, indicando-se em uma extremidade a marcação de zero para "nenhuma dor", e na outra, dez para "máxima dor sentida".

Os participantes foram instruídos a assinalar a intensidade da sensação dolorosa em um ponto dessa reta. O resultado é a medida em milímetros da distância entre a extremidade inicial e o ponto assinalado pelo participante (Kremer et al., 1981).

Figura 1 – Exemplo da escala visual analógica de dor apresentada aos pacientes no início e ao final da tarefa.

4.4.3 Cinemática

As variáveis espaço-temporais e angulares marcha foram obtidas pela análise tridimensional dos movimentos dos segmentos durante o deslocamento linear do corpo no espaço.

Coleta de dados

A coleta foi feita por um mesmo avaliador, com experiência de 15 anos em análise de marcha, que não acompanhou o exame físico e não tinha conhecimento do histórico do paciente.

Todos os parâmetros (luminosidade, resolução espacial e temporal, e foco) foram calibrados, ajustados e mantidos inalterados durante todo o procedimento de aquisição das imagens, garantindo os mesmos parâmetros de cada câmera para todos os pacientes.

Preparação dos Sujeitos

Todos os participantes foram instruídos previamente para o uso de vestuário adequado (roupa de banho), que permitisse a colocação dos marcadores nos pontos anatômicos exatos e a leitura dos mesmos pelas câmeras. Todos os pacientes eram orientados quanto aos procedimentos e instruídos sobre seqüência de tarefas e atividades a serem realizadas.

Colocação dos Marcadores

Os marcadores são esferas de poliestireno envolvidas por uma fita adesiva revestida de esferas microscópicas de vidro sobre uma base de plástico para

fixação de fita dupla. O formato esférico dos marcadores permite que a luz seja refletida em todas as direções, desde que esteja no campo de visão das câmeras.

Os marcadores foram fixados em pontos anatômicos pré-definidos, representando projeções ósseas específicas que servem de referência para o sistema VICON® – *Plug in Gait* de análise de movimento (figuras 2, 3 e 4). Este conjunto de marcadores denominado “*Helen Hayes*” (Davis et al. 1991) estima a posição dos centros articulares formando planos que são comparados entre si e em relação a um sistema de coordenadas pré-estabelecido fixo ao laboratório (Kadaba et al., 1990).

Figura 2 – Conjunto de marcadores “Helen Heys” vista anterior. (Fonte: Vicon Motion Systems, 2008).

Figura 3 – Conjunto de marcadores “Helen Heys” vista posterior. (Fonte: Vicon Motion Systems, 2008).

Figura 4 – Conjunto de marcadores “Helen Heys” vista lateral. (Vicon Motion Systems, 2008).

Como os marcadores localizados sobre as espinhas ilíacas ântero-superiores tendem a sofrer interferência das roupas ou da vibração excessiva da pele pela maior quantidade de tecidos moles nesta região e para minimizar possíveis erros no posicionamento durante a captura, foi utilizado um apontador (haste de 260 mm contendo três marcadores de 25 mm, sendo 2 retro reflexíveis e 1 não-reflexivo).

Após a captura estática inicial, foi realizado captura do apontador. A ponta da haste, que se encontra em uma distância conhecida, foi posicionada sobre as espinhas ilíacas ântero-superiores esquerda e direita. Assim, através de cálculos matemáticos tendo como base os marcadores do apontador e um aglomerado rígido (*cluster*) com três marcadores colocados na região posterior da pelve, foram criados dois pontos virtuais representando a localização exata das espinhas ilíacas (Figura 5).

Figura 5 - Sequência da criação dos marcadores virtuais. 7a: Captura estática inicial e final com todos os marcadores; 7b: Posicionamento das hastes; 7c: Reconstrução dos marcadores das espinhas ilíacas ântero-superiores.

Tarefa

Os pacientes andaram em uma pista demarcada no solo, medindo noventa centímetros de largura por quatro metros de comprimento, completando seis ciclos completos da marcha para análise. Os sujeitos andaram descalços em velocidade auto-ajustável, semelhante à marcha do cotidiano.

As tarefas foram realizadas em três etapas:

1. Exame de marcha inicial com captura de pelo menos seis ciclos de marcha válidos após um período de repouso onde o paciente referia não estar sentindo sintomas;
2. Realização de atividade de caminhada em esteira sem inclinação, sob supervisão do avaliador, em velocidade auto-ajustável, por 20 minutos.
3. Novo exame de marcha com captura de outros seis ciclos válidos de marcha imediatamente após a atividade na esteira.

Aquisição das Imagens Cinemáticas

Para a aquisição dos dados referentes à cinemática da marcha foi utilizado o sistema Vicon MX 40 (Oxford Metrics Group; UK) constituído por 10 câmeras de infravermelho de frequência máxima de 2000 frames por segundo (fps), que envolve quatro componentes: emissor; meio; refletor e receptor. O sistema de visão é composto de 10 câmeras dotadas de um componente emissor de infravermelho de LED's (Diodo Emissor de Luz) que circunda a lente de cada câmera e de um componente receptor de espectro de resposta sensível ao infravermelho, desta maneira os componentes emissores e receptores cobrem sempre a mesma área. Os componentes refletores (marcadores) foram dispostos de maneira que formassem planos. A posição destes planos no espaço foi comparada conforme o movimento dos segmentos entre si e em relação a um sistema de coordenadas pré-estabelecido fixo ao laboratório.

Cada câmera varre vários pontos no espaço, cobrindo uma área pré-determinada, sendo necessárias no mínimo duas câmeras com a posição de cada marcador no espaço para a formação de imagens tridimensionais. O número maior de câmeras garante a qualidade da captação. Todas as câmeras estão conectadas a um computador denominado Ultramet[®] com placas para o tratamento do sinal de vídeo, circuito de temporização/control; circuito gerador de coordenadas e circuito de interface para as câmeras. Uma vez na memória de vídeo, os dados são transferidos para outro computador denominado Nexus[®] para o processamento e reconstrução da imagem tridimensional dos marcadores através de um modelo biomecânico e algoritmos matemáticos.

Figura 6 – Exemplo demonstrando a sequência da aquisição das imagens. 5A– Câmera infravermelho; 5B – Marcadores refletivos; 5C – Modelo tridimensional; 5D - Relatório gerado.

Foram definidos dois grupos de variáveis para serem analisados:

Variáveis espaço-temporais

- Velocidade da marcha (m/s);
- Tempo do ciclo de marcha (s);
- Cadência (passos/minuto);
- Comprimento da passada (cm);
- Tempo de apoio simples (% do ciclo de marcha);
- Tempo de apoio duplo (% do ciclo de marcha);
- Tempo de balanço (% do ciclo de marcha).

Variáveis Angulares

- *Gait Deviation Index* (GDI) - índice de medida que descreve a participação dos membros inferiores na progressão da marcha, inclui dados da cinemática da pelve e do quadril nos três planos de movimento, do joelho e do tornozelo no plano sagital além do ângulo de progressão dos pés;
- Inclinação da pelve – máxima e média durante fase de apoio;
- Inclinação do tronco – máxima e média durante fase de apoio;
- Flexão do quadril – máxima e média durante fase de apoio.

4.4.4. Avaliação dos Exames de Imagem

Os exames de imagem foram avaliados por médico radiologista, não familiarizado com o protocolo, que mediu os diâmetros ântero-posterior e látero-lateral no plano transversal do canal vertebral no segmento mais comprometido pela estenose. Estes diâmetros foram utilizados no cálculo da área transversal conforme propuseram Hamanishi et al. (1994) a partir fórmulas geométricas simplificadas. Inicialmente se calcula a área preliminar pelo produto dos maiores diâmetros anteroposterior e médio-lateral. O produto é multiplicado por um coeficiente de correção, variável de acordo com a forma do canal apresentada pela imagem e se obtém a área transversal real (Quadro 2).

Quadro 3 - Descrição da rotina de medida da área real na secção transversal do canal vertebral.

1. Medida do maior diâmetro látero-lateral (A) e ântero-posterior (B) do canal vertebral no corte axial de ressonância magnética (plano transversal) do segmento com maior grau de estenose.
2. Área preliminar (C) $A \times B = C$
3. Área real: área preliminar (C) x coeficiente de correção.

a) Redonda ou elíptica.

$$\text{Área real} = 0.8 \times C$$

b) Levemente impactada pelo crescimento dos processos e faces articulares.

$$\text{Área real} = 0.7 \times C$$

c) Triangular pelo crescimento significativo dos processos e faces articulares.

$$\text{Área real} = 0.6 \times C$$

d) Triangular pelo crescimento dos processos e faces articulares somada à protrusão significativa do disco intervertebral.

$$\text{Área real} = 0.5 \times C$$

Figura 7 – Formas e coeficientes de correção propostos por Hamanishi et al. (1994)⁶ para mensuração do canal vertebral.

⁶ Figura reproduzida a partir de Hamanishi et al. Cross-sectional area of the stenotic lumbar dural tube measured from the transverse views of magnetic resonance imaging. **J Spinal Disord.** 1994 Oct;7(5):388-93.

Figura 8 – Exemplo das medidas dos diâmetros sagital e transversal nos exames de imagem que submetidas ao coeficiente de correção deram origem à área transversal real do canal vertebral. Na figura temos um canal com forma triangular pelo crescimento significativo dos processos e faces articulares. Área = 27,04 mm².

4.5. Fluxograma do Estudo

4.6. Análise Estatística

Os testes estatísticos paramétricos convencionais supõem que as variáveis de estudo seguem uma distribuição normal, porém neste estudo, não existem elementos suficientes para afirmar que a distribuição dos dados experimentais seja normal e, portanto, foram usados testes não paramétricos.

Foi usado o teste não paramétrico de Wilcoxon (*Wilcoxon Signed Ranks Test*) para comparar a variação da percepção da dor e das variáveis espaço-temporais e angulares antes e depois da caminhada na esteira. Dada amostra ser pequena, e para evitar que valores muito discrepantes contaminem os resultados, os dados estão apresentados em mediana e intervalo interquartil.

O coeficiente de correlação de postos de Spearman (*Spearman's Rank Correlation*) foi usado para avaliar a correlação entre as variáveis espaço-temporais e angulares da marcha, o GDI, a percepção da dor pré e pós-esforço físico e a área transversal do canal vertebral. Este teste mede a intensidade da relação entre variáveis, usando em vez do valor observado, apenas a ordem das observações. Deste modo, este coeficiente não é sensível a assimetrias na distribuição, nem à presença de valores discrepantes, não exigindo que os dados provenham de duas populações normais.

Consideramos como estatisticamente significantes valores de p menores que 5% ($p < 0,05$). Para a realização dos cálculos foi utilizado o programa SPSS (*IBM - Statistical Package for Social Sciences 20.0*).

5 – RESULTADOS

Nosso estudo buscou respostas para duas questões: 1) Existem variações importantes de diminuição da função da marcha ou de aumento da dor em indivíduos com estenose lombar após esforço físico?, e 2) Se as variações observadas seguem um padrão de correlação onde quanto maior o grau de estenose, maior é a percepção de dor e a perda funcional da marcha.

Portanto, apresentaremos os resultados obtidos em dois grupos. O primeiro grupo (5.1) compreende as tabelas de 2 a 6 que mostram respectivamente a variação dos parâmetros cinemáticos, variáveis espaço-temporais e angulares, além da variação da percepção da dor do período pré para o período pós-esforço físico. O segundo grupo (5.2) composto pelas tabelas de 7 a 15 apresentam respectivamente a correlação entre os parâmetros espaço-temporais e angulares *versus* sintoma de dor e área do canal vertebral, além da correlação entre o sintoma de dor e a área do canal vertebral.

5.1 – Variação dos parâmetros cinemáticos e da percepção da dor nos períodos pré e pós-esforço físico.

Tabela 1 - Variáveis espaço-temporais da marcha para o lado esquerdo pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável (mediana e intervalo interquartil [IQ] com intervalo de confiança de 95%)

	Pré-esforço		Pós-esforço		p-valor
	Mediana	IQ	Mediana	IQ	
Velocidade da marcha (m/s)	0,77	0,45	0,76	0,50	0,69
Tempo do ciclo de marcha (s)	1,20	0,22	1,19	0,21	0,48
Cadência (passos/minuto)	100,37	17,63	100,46	17,55	0,65
Comprimento da passada (cm)	95,85	48,73	93,30	43,40	0,83
Tempo de apoio simples (% do ciclo de marcha)	33,25	5,59	31,46	4,69	0,019*
Tempo de apoio duplo (% do ciclo de marcha)	33,36	10,99	34,88	10,04	0,22
Tempo de balanço (% do ciclo de marcha)	33,49	3,94	33,20	5,65	0,78

*Wilcoxon Signed Ranks Test; *p<0,05*

Tabela 2 - Variáveis espaço-temporais da marcha para o lado direito pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável (mediana e intervalo interquartil [IQ] com intervalo de confiança de 95%)

	Pré-esforço		Pós-esforço		p-valor
	Mediana	IQ	Mediana	IQ	
Velocidade da marcha (m/s)	0,78	0,45	0,77	0,49	0,84
Tempo do ciclo de marcha (s)	1,19	0,20	1,20	0,19	0,88
Cadência (passos/minuto)	101,11	16,62	100,81	16,08	0,55
Comprimento da passada (cm)	97,05	48,65	93,12	45,17	0,92
Tempo de apoio simples (% do ciclo de marcha)	32,99	4,74	33,00	6,63	0,78
Tempo de apoio duplo (% do ciclo de marcha)	33,48	11,08	34,85	11,60	0,22
Tempo de balanço (% do ciclo de marcha)	33,07	4,71	31,91	5,46	0,013*

*Wilcoxon Signed Ranks Test; *p<0,05*

Tabela 3 – Variáveis angulares no plano sagital (em graus) e *gait deviation index* (GDI score) do lado esquerdo pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável (mediana e intervalo interquartil [IQ] com intervalo de confiança de 95%)

	Pré-esforço		Pós-esforço		p-valor
	Mediana	IQ	Mediana	IQ	
Inclinação máxima do tronco	12,98	15,65	12,89	13,67	0,41
Inclinação média do tronco	10,81	15,54	10,92	12,62	0,48
Inclinação máxima da pelve	15,86	8,86	15,78	8,85	0,73
Inclinação média da pelve	14,19	9,07	14,17	8,25	0,78
Flexão máxima do quadril	35,98	11,66	37,53	7,69	0,68
Flexão média do quadril	21,72	11,80	21,65	10,36	0,98
<i>Gait Deviation Index</i>	77,30	20,43	75,00	24,25	0,22

Wilcoxon Signed Ranks Test; p<0,05

Tabela 4 – Variáveis angulares no plano sagital (em graus) e *gait deviation index* (*GDI score*) do lado direito pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável (mediana e intervalo interquartil [IQ] com intervalo de confiança de 95%)

	Pré-esforço		Pós-esforço		p-valor
	Mediana	IQ	Mediana	IQ	
Inclinação máxima do tronco	13,67	15,78	12,80	14,43	0,08
Inclinação média do tronco	11,29	15,30	10,91	13,09	0,10
Inclinação máxima da pelve	15,79	9,06	15,88	8,65	0,92
Inclinação média da pelve	14,13	9,26	14,27	8,10	0,75
Flexão máxima do quadril	34,41	13,60	36,00	5,95	0,88
Flexão média do quadril	19,65	15,93	21,73	9,48	0,88
<i>Gait Deviation Index</i>	71,75	27,30	70,85	23,08	0,26

Wilcoxon Signed Ranks Test; p<0,05

Tabela 5 - Variação da percepção da dor através da aplicação da escala visual analógica (EVA) em indivíduos com estenose do canal vertebral nos períodos pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável (mediana e intervalo interquartil [IQ] com intervalo de confiança de 95%)

	Pré-esforço		Pós-esforço		p-valor
	Mediana	IQ	Mediana	IQ	
Percepção da Dor	0,00	2,25	3,00	5,75	0,002*

*Wilcoxon Signed Ranks Test; *p<0,05*

5.2 – Correlação entre os parâmetros cinemáticos, a percepção da dor e a área transversal do canal vertebral.

Tabela 6 - Correlação entre as variáveis espaço-temporais do lado esquerdo e a percepção da dor nos períodos pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável

	Percepção da dor			
	Pré-esforço		Pós-esforço	
	r	p-valor	r	p-valor
Velocidade da marcha (m/s)	-0,15	0,62	0,04	0,90
Tempo do ciclo de marcha (s)	0,43	0,13	0,42	0,14
Cadência (passos/minuto)	-0,45	0,11	-0,39	0,17
Comprimento da passada (cm)	-0,01	0,98	0,19	0,52
Tempo de apoio simples (% do ciclo)	-0,14	0,62	0,09	0,77
Tempo de apoio duplo (% do ciclo)	0,09	0,76	-0,11	0,70
Tempo de balanço (% do ciclo)	-0,04	0,90	0,05	0,87

Spearman Correlation Rank Test; P<0,05

Tabela 7 - Correlação entre as variáveis espaço-temporais do lado direito e a percepção da dor nos períodos pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável

	Percepção da dor			
	Pré-esforço		Pós-esforço	
	r valor	p-	r	p-valor
Velocidade da marcha (m/s)	-0,15	0,62	0,04	0,90
Tempo do ciclo de marcha (s)	0,43	0,12	0,40	0,16
Cadência (passos/minuto)	-0,42	0,13	-0,42	0,14
Comprimento da passada (cm)	-0,01	0,98	0,20	0,49
Tempo de apoio simples (% do ciclo)	-0,04	0,90	0,12	0,69
Tempo de apoio duplo (% do ciclo)	0,14	0,64	-0,09	0,75
Tempo de balanço (% do ciclo)	-0,20	0,49	0,04	0,90

Spearman Correlation Rank Test; $P < 0,05$

Tabela 8 - Correlação entre as variáveis espaço-temporais do lado esquerdo e a área transversal do canal vertebral pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável

	Área do canal vertebral			
	Pré-esforço		Pós-esforço	
	r	p-valor	r	p-valor
Velocidade da marcha (m/s)	0,23	0,42	0,16	0,59
Tempo do ciclo de marcha (s)	-0,04	0,90	-0,01	0,97
Cadência (passos/minuto)	0,05	0,88	0,03	0,91
Comprimento da passada (cm)	0,15	0,60	0,11	0,70
Tempo de apoio simples (% do ciclo de marcha)	0,13	0,67	0,16	0,57
Tempo de apoio duplo (% do ciclo de marcha)	-0,27	0,36	-0,18	0,54
Tempo de balanço (% do ciclo de marcha)	0,32	0,27	0,06	0,84

Spearman Correlation Rank Test; P<0,05

Tabela 9 - Correlação entre as variáveis espaço-temporais do lado direito e a área transversal do canal vertebral pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável

	Área do canal vertebral			
	Pré-esforço		Pós-esforço	
	r	p-valor	r	p-valor
Velocidade da marcha (m/s)	0,21	0,46	0,16	0,59
Tempo do ciclo de marcha (s)	-0,10	0,74	-0,01	0,97
Cadência (passos/minuto)	0,10	0,74	0,02	0,96
Comprimento da passada (cm)	0,15	0,60	0,12	0,69
Tempo de apoio simples (% do ciclo de marcha)	0,30	0,30	0,01	0,98
Tempo de apoio duplo (% do ciclo de marcha)	-0,28	0,33	-0,24	0,40
Tempo de balanço (% do ciclo de marcha)	0,04	0,90	0,24	0,42

Spearman Correlation Rank Test; P<0,05

Tabela 10 - Correlação entre as variáveis angulares do lado esquerdo e a percepção da dor pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável

	Percepção da dor			
	Pré-esforço		Pós-esforço	
	r	p-valor	r	p-valor
Inclinação máxima do tronco	0,45	0,11	0,10	0,73
Inclinação média do tronco	0,45	0,11	0,10	0,73
Inclinação máxima da pelve	-0,05	0,87	-0,11	0,71
Inclinação média da pelve	-0,04	0,89	-0,13	0,65
Flexão máxima do quadril	-0,09	0,75	-0,23	0,42
Flexão média do quadril	-0,06	0,85	-0,24	0,41
<i>Gait Deviation Index</i>	-0,22	0,45	-0,64	0,014*

Spearman Correlation Rank Test; P<0,05

Tabela 11 - Correlação entre as variáveis angulares do lado direito e a percepção da dor pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável

	Percepção da dor			
	Pré-esforço		Pós-esforço	
	r	p-valor	r	p-valor
Inclinação máxima do tronco	0,45	0,11	0,10	0,74
Inclinação média do tronco	0,45	0,11	0,10	0,74
Inclinação máxima da pelve	-0,02	0,94	-0,13	0,65
Inclinação média da pelve	-0,04	0,89	-0,14	0,64
Flexão máxima do quadril	-0,39	0,16	-0,27	0,35
Flexão média do quadril	-0,26	0,36	-0,19	0,51
<i>Gait Deviation Index</i>	0,01	0,98	-0,53	0,05

Spearman Correlation Test; P<0,05

Tabela 12 - Correlação entre as variáveis angulares do lado esquerdo e a área transversal do canal vertebral pré e caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável

	Área do Canal Vertebral			
	Pré-esforço		Pós-esforço	
	r	p-valor	r	p-valor
Inclinação máxima do tronco	-0,29	0,32	-0,19	0,51
Inclinação média do tronco	-0,29	0,32	-0,22	0,44
Inclinação máxima da pelve	-0,23	0,44	-0,15	0,62
Inclinação média da pelve	-0,26	0,37	-0,19	0,52
Flexão máxima do quadril	-0,2	0,49	-0,2	0,5
Flexão média do quadril	-0,27	0,34	-0,14	0,63
<i>Gait Deviation Inde</i>	-0,21	0,46	-0,08	0,78

Spearman Correlation Rank Test; P<0,05

Tabela 13 - Correlação entre as variáveis angulares do lado direito e a área transversal do canal vertebral pré e pós caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável

	Área do Canal Vertebral			
	Pré-esforço		Pós-esforço	
	r	p-valor	r	p-valor
Inclinação máxima do tronco	-0,29	0,32	-0,22	0,45
Inclinação média do tronco	-0,29	0,32	-0,22	0,45
Inclinação máxima da pelve	-0,26	0,38	-0,14	0,64
Inclinação média da pelve	-0,26	0,37	-0,17	0,56
Flexão máxima do quadril	0,09	0,77	0,21	0,47
Flexão média do quadril	-0,03	0,91	-0,09	0,75
<i>Gait Deviation Inde</i>	-0,31	0,29	-0,34	0,24

Spearman Correlation Rank Test; P<0,05

Tabela 14 - Correlação entre a área transversal do canal vertebral e a percepção da dor caminhada em esteira de 20 minutos sem inclinação e em velocidade auto-regulável

	Área transversal do canal vertebral	
	r	p-valor
Dor pré-esforço	0,64	0,83
Dor pós-esforço	0,43	0,89

Spearman Correlation Rank Test; $P < 0,05$

6 – DISCUSSÃO

A utilização de um sistema de análise tridimensional do movimento para mensuração dos parâmetros cinemáticos da marcha como diagnóstico é o grande diferencial deste estudo. Apenas o estudo de Bachini et al. (2008) avaliou os parâmetros espaço-temporais e a variação angular do quadril em pacientes com estenose lombar com esta finalidade. Estudos como os de Suda et al. (2008) e Papadaski et al. (2009b) utilizam a avaliação cinemática da marcha para avaliar as respostas ao tratamento cirúrgico.

As variáveis espaço-temporais são as medidas funcionais mais importantes e mais utilizadas e podem ser considerados os sinais vitais da avaliação da marcha, pois são facilmente avaliados e fornecem subsídios preciosos para o entendimento das perdas funcionais da marcha na presença de doenças.

No presente estudo, houve diminuição do comprimento da passada e da velocidade de marcha. O tempo de apoio simples do lado esquerdo foi menor ($p=0,019$), assim como o tempo de balanço do lado direito ($p=0,013$) e houve aumento do tempo de duplo-apoio, mostrando a dificuldade de fazer a troca de passos de forma contínua. Haig et al. (2006b), Tong et al. (2007), Papadakis et al. (2009b), Schulte et al. (2010) e Winter et al. (2010) relataram que idosos com estenose lombar tem marcha mais lenta que os assintomáticos. O aumento do duplo apoio pode ser uma estratégia compensatória para aumentar a base de apoio, diminuir a sobrecarga na coluna e dor. Bacchini et al. (2008) também observaram diminuição do comprimento da passada e prolongamento no tempo do duplo apoio em pacientes com estenose do canal.

Takahashi et al. (1995), Garfin et al., (1999), Goh et al. (2004), Alyas et al. (2008), Bachini et al. (2008) e Joaquim et al. (2009) referem que flexão do tronco é uma característica do indivíduo com estenose lombar, pois ajuda na diminuição da dor e desconforto, pois nesta posição canal vertebral fica mais largo, diminuindo assim a compressão das raízes nervosas. A claudicação neurogênica é relacionada com a compressão das raízes nervosas no canal

vertebral e o aumento do duplo apoio pode ajudar na manutenção da flexão do tronco pelo maior suporte.

O desequilíbrio causado pela deficiência neuromuscular e diminuição do controle do movimento, comuns no envelhecimento, quando associado com a estenose do canal vertebral, aumentam o risco de queda destes pacientes, fato que também pode contribuir para a marcha mais lenta e maior tempo de duplo apoio, diminuindo a sequência natural e regular a troca de passos (Alvarez, Hardy, 1998; Cadosch et al., 2008; Papadarski et al., 2009a; Kim et al., 2011). A diminuição da velocidade é uma das estratégias de compensação adotadas pelos pacientes (Haig et al., 2006a; Tong et al., 2007; Bacchini et al., 2008).

A dor e desconforto relacionados com a estenose do canal vertebral aumentam a variabilidade dos parâmetros da marcha e as estratégias para diminuir a dor diminuem a velocidade e aumentam o tempo de duplo apoio e ajudam na melhora do equilíbrio. (Alvarez, Hardy, 1998; Cadosch et al., 2008; Papadarski et al., 2009a; Kim et al., 2011).

A inclinação anterior do tronco e da pelve e a flexão do quadril não mudaram depois da caminhada de 20 minutos, mostrando que as estratégias compensatórias são estabelecidas a priori, isto é, não estão relacionadas com o aparecimento da dor. A estenose do canal vertebral leva à inclinação anterior do tronco e pode ser considerada uma estratégia de defesa proprioceptiva que busca manter a função e proteger as estruturas nervosas comprimidas.

A avaliação do índice GDI dos membros inferiores também não mostrou diferença significativa entre a primeira e segunda avaliação. Isto provavelmente ocorreu porque nosso grupo apresentou, já na avaliação pré-esforço, índice de 77,3 para o membro direito e 71,75 para o membro esquerdo bem abaixo dos 100 pontos considerados normais por Schwartz e Rozumalski (2008), o que certamente contribuiu para que os indivíduos, que já apresentavam diminuição da função, não piorassem ainda mais após o esforço.

A piora da dor é esperada em pacientes com estenose do canal vertebral lombar após testes de esforço. Houve aumento significativo da dor no período pós-esforço ($p= 0,002$), resultados que se assemelham a vários outros da literatura (Haig et al., 2006b; Tong et al., 2007, Barz et al., 2008, Kim et al., 2009 e Sigmundsson et al., 2011). A dor pode ser devida a vários fatores, mecânicos, vasculares, neurológicos e musculoesqueléticos, que normalmente atuam de forma combinada, mas que são desencadeados pela marcha. No entanto, a correlação da dor com os parâmetros cinemáticos da marcha foi fraca ou moderada.

Nas variáveis angulares o GDI pós-esforço mostrou uma correlação negativa moderada com a percepção da dor pós-esforço, tanto para o membro esquerdo ($r= -0,64$, $p= 0,014$) quanto para o direito ($r= -0,53$, $p= 0,05$) que significa que existe uma diminuição significativa da participação dos membros inferiores na progressão da marcha conforme o sintoma da dor aumenta. Este fato pode ser reflexo da diminuição da cadência e da velocidade além dos tempos de apoio simples ($p= 0,019$ para o membro esquerdo,) e balanço ($p= 0,013$ para o membro direito,) como parte da estratégia de proteção contra a dor e o desequilíbrio. Além disso, segundo Kerrigan et al. (2003) idosos naturalmente apresentam aumento da flexão estática do quadril combinada com uma diminuição da capacidade cinética do tornozelo na flexão plantar, duas variáveis que compõem o GDI e que podem ter influenciado no resultado final do índice.

Apesar da fraca correlação com a dor observamos aumento da flexão do quadril direito, provavelmente influenciado pela diminuição do comprimento da passada evitando sobrecarregar a coluna, pois indivíduos idosos tendem a apresentar aumento na flexão do quadril (contratura estática) que restringem a extensão no final do apoio e a compensação para manter o comprimento da passada é comumente conseguida através do aumento da inclinação anterior da pelve e aumento da lordose lombar (Franz et al., 2009).

As correlações foram moderadas e não seguiram um padrão esperado, que seria a piora dos parâmetros espaço-temporais com a presença da dor. O

tamanho da amostra e o número de variáveis, além de outros fatores clínicos, que não puderam ser totalmente controlados nesta população, fazendo com que não se perceba uma correlação forte e direta da dor com as variáveis cinemáticas.

A dor pré-esforço se correlacionou de forma moderada e não significativa ($r=0,64$; $p=0,83$) e a dor pós-esforço mostrou correlação fraca e não significativa ($r=0,43$; $p=0,89$) com área transversa do canal vertebral. A dor parece depender de outros fatores e não somente da área transversal, fato que pode ser importante no momento de indicar um tratamento cirúrgico para alargamento do canal vertebral e descompressão das estruturas nervosas.

Ogikubo et al. (2007) e Barz et al. (2008) encontraram relação entre o exame de imagem, a dor lombar e nos membros e a distância que os pacientes eram capazes de andar, porém só os primeiros encontraram relação com a dor e Kanno et al. (2012) encontraram correlação significativa entre a imagem e os sintomas de dor apenas quando utilizaram a ressonância com carga axial, mas não encontraram correlações com alterações funcionais. Os estudos de imagem com carga axial parecem ser a maneira de se avaliar melhor as estruturas comprometidas durante uma atividade de carga (Hartmann et al., 2005), mas não o comprometimento funcional. Possivelmente, as alterações funcionais da marcha são compensatórias e aparecem ainda antes da sintomatologia. A claudicação impede a marcha, mas não afeta, de forma mensurável, as variáveis temporo-espaciais da avaliação tridimensional no momento da ocorrência da dor.

A área transversal do canal vertebral, medida no presente estudo, foi $43,86 \pm 28,76 \text{ mm}^2$, são semelhantes aos de Sigmundsson et al. (2011), mas menores que os de Ogikubo et al. (2007), Barz et al. (2008), Sirvanci et al. (2008), Zeifang et al. (2008), Lurie et al. (2008) e Abbas et al. (2010). A grande variabilidade dos números, com um desvio padrão muito alto, pode explicar a baixa correlação da área transversal do canal vertebral com a dor e as variáveis espaço-temporais. Este fato sugere que o exame de imagem não é o único determinante de diagnóstico, pois pode mostrar resultados falso-positivos

(Chiodo et al.,2008). Apesar do quadro clínico da estenose lombar ser incapacitante, a gravidade e a intensidade dos sintomas não são claramente relacionadas com as medidas anatômicas do canal vertebral (Kraft, 1998; Vo et al., 2005; Haig et al., 2006b; Geisser et al., 2007; Haig et al., 2007; McNee et al., 2011; Kanno et al., 2012). Os exames de imagem nem sempre são acessíveis e não devem substituir o exame clínico e o acompanhamento do paciente, para que se faça a melhor opção de tratamento.

O presente estudo mostrou diminuição da capacidade funcional da marcha antes e depois do esforço, fato esperado na estenose lombar, mas não houve piora funcional significativa após o esforço. A variação dos parâmetros temporo-espaciais avaliados não teve correlação com a áreas transversal medida no exame de imagem e com a intensidade de dor medida pela EVA. O exame tridimensional da marcha não se mostrou um instrumento útil para melhorar o diagnóstico e indicação terapêutica de pacientes com estenose de canal vertebral.

Este estudo, ainda que inédito e com pouca referências na literatura, fatores que forma determinantes para sua realização, mostra algumas limitações importantes, dentre as quais a dificuldade de se selecionar um grupo homogêneo de pacientes capazes de realizar a tarefa selecionada e a análise tridimensional da marcha, levando à uma casuística pequena para este tipo de estudo, mas ainda assim, os resultados mostraram que os parâmetros cinemáticos da análise tridimensional da marcha não são eficientes para avaliar as perdas funcionais causadas pelo esforço nos pacientes com estenose de canal vertebral.

7 – CONCLUSÕES

A dor pós-esforço leva à diminuição da velocidade e da cadência da marcha em pacientes com estenose de canal vertebral.

As alterações espaço-temporais e inclinação anterior do tronco são estratégias compensatórias para diminuir a dor e manter o equilíbrio e não pioram com o esforço físico.

A diminuição da participação do membro inferior na progressão da marcha teve relação com o aumento da dor.

As variáveis cinemáticas da marcha e a dor não tiveram relação com tamanho da área transversal do canal vertebral.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Abbas J, Hamoud K, May H, Hay O, Medlej B, Masharawi Y, Peled N, HersHKovitz I. Degenerative lumbar spinal stenosis and lumbar spine configuration. *Eur Spine J*. 2010;9:1865–73.
2. Alvarez JA, Hardy RH Jr. Lumbar spine stenosis: a common cause of back and leg pain. *Am Fam Physician*. 1998 Apr;15;57(8):1825-34;1839-40.
3. Alyas F, Connell D, Saifuddin A. Upright positional MRI of the lumbar spine. *Clin Radiol*. 2008;63:1035-48.
4. Bacchini M, Rovacchi C, Rossi M. Biomechanic risk factors for patients with lumbar stenosis shown through gait analysis. [Abstracts 2007 SIAMOC]. *Gait Posture*. 2008 August;28(Suppl1):S1-S2.
5. Baker R, McGinley JL, Schwartz MH, Beynon S, Rozumalski A, Graham HK, Tirosh O. The Gait Profile Score and Movement Analysis Profile. *Gait Posture*. 2009; 30:265–269.
6. Barz T, Melloh M, Staub L, Roeder C, Lange J, Smiszek F-G, Theis J-C, Merk HR. The diagnostic value of a treadmill test in predicting lumbar spinal stenosis. *Eur Spine J*. 2008;17:686–90.
7. Binder DK, Schmidt MH, Weinstein PR. Lumbar spinal stenosis. *Semin Neurol*. 2002 Jun;22(2):157-66.
8. Blau JN, Logue V. The natural history of intermittent claudication of the cauda equina: a long term follow-up study. *Brain*. 1978;101:211-22.
9. Botwin KP, Gruber RD. Lumbar spinal stenosis: anatomy and pathogenesis. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2003; 14:1-15.
10. Brandt RA, Wajchenberg M. Estenose do canal vertebral cervical e lombar. *Einstein*. 2008;6(1 supl.):S29-S32.

11. Cadosch D, Gautschi OP, Fournier JY, Hildebrandt G. Lumbar spinal stenosis - claudicatio spinalis. Pathophysiology, clinical aspects and treatment [resumo. *Praxis*. 2008;97(23):1231-41.
12. Chiodo A, Haig AJ, Yamakawa KS, Quint D, Tong H, Choksi VR. Magnetic resonance imaging vs. electrodiagnostic root compromise in lumbar spinal stenosis: a masked controlled study. *Am J Phys Med Rehabil*. 2008 Oct;87(10):789-97.
13. Chosa E, Sekimoto T, Kubo S, Tajima N. Evaluation of circulatory compromise in the leg in lumbar spinal canal stenosis. *Clin Orthop Relat Res*. 2005 Feb;(431):129-33.
14. Dagi TF, Tarkington MA, Leech JJ. Tandem lumbar and cervical spinal stenosis. Natural history, prognostic indices, and results after surgical decompression. *J Neurosurg*. 1987 Jun;66(6):842-9.
15. Daffner SD, Wang JC. The pathophysiology and nonsurgical treatment of lumbar spinal stenosis. *Instr Course Lect*. 2009;58:657-68.
16. Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci*. 1991;10: 575-87.
17. Franz JR, Paylo KW, Dicharry J, Riley PO, Kerrigan DC. Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. *Gait Posture* . 2009;29:494–8.
18. Garfin SR, Herkowitz HN, Mirkovic S. Spinal stenosis. *J Bone Joint Surg [Am]*. 1999;81:573-83.
19. Geisser ME, Haig AJ, Tong HC, Yamakawa KS, Quint DJ, Hoff JT, Miner JA, Phalke VV. Spinal canal size and clinical symptoms among persons diagnosed with lumbar spinal stenosis. *Clin J Pain*. 2007 Nov-Dec;23(9):780-5.
20. Goh KJ; Khalifa W; Anslow P; Cadoux-Hudson T; Donaghy M. The clinical syndrome associated with lumbar spinal stenosis. *Eur Neurol*. 2004;52(4):242-9.

21. Haig AJ, Geisser ME, Tong HC, Yamakawa KS, Quint DJ, Hoff JT, Chiodo A, Miner JA, Phalke VV. Electromyographic and magnetic resonance imaging to predict lumbar stenosis, low-back pain, and no back symptoms. *J Bone Joint Surg Am*. 2007 Feb;89(2):358-66.
22. Haig AJ, Tong HC, Yamakawa KS, Parres C, Quint DJ, Chiodo A, Miner JA, Phalke VC, Hoff JT, Geisser ME. Predictors of pain and function in persons with spinal stenosis, low back pain, and no back pain. *Spine*. 2006a Dec 1;31(25):2950-7.
23. Haig AJ, Tong HC, Yamakawa KS, Quint DJ, Hoff JT, Chiodo A, Miner JA, Choksi VR, Geisser ME, Parres CM. Spinal stenosis, back pain, or no symptoms at all? A masked study comparing radiologic and electrodiagnostic diagnoses to the clinical impression. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006b Jul;87(7):897-903.
24. Hamanishi C, Matukura N, Fujita M, Tomihara M, Tanaka S. Cross-sectional area of the stenotic lumbar dural tube measured from the transverse views of magnetic resonance imaging. *J Spinal Disord*. 1994 Oct;7(5):388-93.
25. Hartmann LG, Fernandes ARC, Jamil Natour J. Valor da ressonância magnética da coluna vertebral lombar com carga na avaliação de estenose do canal vertebral. *Rev Bras Reumatol*, 2005, 5(45): 320-2.
26. Joaquim AF, Sansur CA, Hamilton DK, Shaffrey CI. Degenerative lumbar stenosis: update. *Arq. Neuropsiquiatr*. 2009, 67(2b): 553-8.
27. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*. 1990 May;8(3):383-92.
28. Kanno H, Ozawa H, Koizumi Y, Morozumi N, Aizawa T, Kusakabe T, Ishii Y, Eiji I. Dynamic change of dural sac cross-sectional area in axial loaded magnetic resonance imaging correlates with the severity of clinical symptoms in patients with lumbar spinal canal stenosis [resumo]. *Spine*. 2012 Feb;37(3):207-13.
29. Katz JN, Harris MB. Lumbar spinal stenosis. *N Engl J Med*. 2008;358:818-825.

30. Kerrigan DC, Xenopoulos-Oddsson A, Sullivan MJ, Lelas JJ, Riley PO. Effect of a Hip Flexor–Stretching Program on Gait in the Elderly. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003 Jan;84:1-6.
31. Kim HJ, Chun HJ, Han CD, Moon SH, Kang KT, Kim HS, Park JO, Moon ES, Kim BR, Sohn JS, Shin SY, Jang JW, Lee KI, Lee HM. The risk assessment of a fall in patients with lumbar spinal stenosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2011 Apr;20;36(9):E588-92.
32. Kim S-L, Lim RD. Spinal Stenosis. *Dis Mon*. 2005;51:6-17
33. Kim YS, Park SJ, Oh IS, Kwan JY. The clinical effect of gait load test in two level lumbar spinal stenosis. *Asian Spine J*. 2009 Dec;3(2):96-100.
34. Kraft GH. A physiological approach to the evaluation of lumbosacral spinal stenosis. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 1998 May;9(2):381-9, viii (pubmed trad)
35. Kremer E, Atkison J.H, Ignelzi RJ. Measurement of pain: patient preference does not confound pain measurement. *Pain*. 1981;10:241-8.
36. Lazaro L; Quinet RJ. Low back pain: how to make the diagnosis in the older patient. *Geriatrics*. 1994;49(9):48-53.
37. Lurie JD, Tosteson AN, Tosteson TD, Carragee E, Carrino J, Kaiser J, Sequeiros RTB, Lecomte AR, Grove MR, Blood EA, Pearson LH, Weinstein JN, Herzog R. Reliability of Readings of Magnetic Resonance Imaging Features of Lumbar Spinal Stenosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2008 June;33(14):1605-1610.
38. Lee TT; Manzano GR; Green BA. Modified open-door cervical expansive laminoplasty for spondylotic myelopathy: operative technique, outcome, and predictors for gait improvement. *J Neurosurg*. 1997;86(1):64-8.
39. McNee P, Shambrook J, Harris EC, Kim M, Sampson M, Keith T Palmer KT, Coggon D. Predictors of long-term pain and disability in patients with low back pain investigated by magnetic resonance imaging: A longitudinal study. *BMC Musculoskelet Dis*. 2011;12:234-46.

40. Morishita Y; Hida S; Naito M; Arimizu J; Takamori Y Neurogenic Intermittent Claudication in Lumbar Spinal Canal Stenosis: The Clinical Relationship Between the Local Pressure of the Intervertebral Foramen and the Clinical Findings in Lumbar Spinal Canal Stenosis. *J Spinal Disord Tech.* 2009 Apr;22(2):130-4.
41. Negrelli WF. Hérnia discal: procedimentos de tratamento. *Acta Ortop Bras.* 2001 Out-Dez;9(4):39-45.
42. Ogikubo, O; Forsberg, L; Hansson, T. The Relationship Between the Cross-sectional Area of the Cauda Equina and the Preoperative Symptoms in Central Lumbar Spinal Stenosis. *Spine.* 2007 Jun; 32(13):1423-8.
43. Okuno E; Fratin L. *Desvendando a física do corpo humano: biomecânica.* São Paulo: Manole; 2003.
44. Ortiz J, Abreu AD. Tratamento Cirúrgico das Hérnias Discas Lombares em Regime Ambulatorial. *Rev Bras Ortop.* 2000 Nov-Dez;14(11/12):115-6.
45. Padua L, Caliendo P, Padua R, Prezioso V, Aulisa AG, Mastantuoni G, Pazzaglia C, Aulisa L. Quality of life of patients operated on for lumbar stenosis: a long-term follow-up. *Acta Neurochir (Wien).* 2007;149:275–9.
46. 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* 2009a;30:1171–1186.
47. Papadakis NC, Christakis DG, Tzagarakis GN, Chlouverakis GI, Kampanis NA, Stergiopoulos KN, Katonis PG. Gait variability measurements in lumbar spinal stenosis patients: part B. Preoperative versus postoperative gait variability. *Physiol Meas.* 2009b;30:1187–1195.
48. Perry J. *Análise de marcha: sistemas de análise de marcha.* São Paulo: Manole; 2005. 4 vol.
49. Porter RW. Spinal stenosis and neurogenic claudication. *Spine (Phila Pa 1976).* 1996 Sep;21(17):2046-52.

50. Saunders J.B.M.; Inman V.T.; Eberhart H.D. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg*. 1953;35:543-58.
51. Sato K; Kikuchi S. Clinical analysis of two-level compression of the cauda equina and the nerve roots in lumbar spinal canal stenosis. *Spine*. 1997;22(16):1898-903; discussion 1904.
52. Schatzker J, Pennal GF. Spinal stenosis, a cause of cauda equine compression. *J Bone Joint Surg Br*. 1968 Aug;50(3):606-18.
53. Schulte TL, Schubert T, Winter C, Brandes M, Hackenberg L, Wassmann H, Liem D, Rosenbaum D, Bullmann V. Step activity monitoring in lumbar stenosis patients undergoing decompressive surgery. *Eur Spine J*. 2010 Nov;19(11):1855-64.
54. Schwartz MH; Rozumalski A. The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology. *Gait Posture*. 2008;28:351–357.
55. Sigmundsson FG, Kang XP, Jönsson B, Strömqvist B. Correlation between disability and MRI findings in lumbar spinal stenosis. A prospective study of 109 patients operated on by decompression. *Acta Orthopaedica*. 2011;82(2):204–210
56. Singh K; Samartzis D; Vaccaro AR; Nassr A; Andersson GB; Yoon ST; Phillips FM; Goldberg EJ; An HS. Congenital lumbar spinal stenosis: a prospective, control-matched, cohort radiographic analysis. *Spine J*. 2005 Nov-Dec;5(6):615-22.
57. Sirvanci M, Bhatia M, Ganiyusufoglu KA, Duran C, Tezer M, Ozturk C, Aydogan M, Hamzaoglu A. Degenerative lumbar spinal stenosis: correlation with oswestry disability index and MR Imaging. *Eur Spine J*. 2008; 17:679–85.
58. Sociedade Brasileira de Anatomia. *Terminologia anatômica*. 1ª ed. São Paulo: Manole; 2001.
59. Steurer J, Roner S, Gnannt R, Hodler J. Quantitative radiologic criteria for the diagnosis of lumbar spinal stenosis: a systematic literature review. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2011;12:175.

60. Suda Y; Saitou M; Shibasaki K; Yamazaki N; Chiba K; Toyama Y. Gait analysis of patients with neurogenic intermittent claudication. *Spine*. 2002;27(22):2509-13.
61. Takahashi K; Kagechika K; Takino T; Matsui T; Miyazaki T; Shima I. Changes in epidural pressure during walking in patients with lumbar spinal stenosis. *Spine*. 1995;20(24):2746-9.
62. Tong HC; Haig AJ; Geisser ME; Yamakawa KS; Miner JA. Comparing pain severity and functional status of older adults without spinal symptoms, with lumbar spinal stenosis, and with axial low back pain. *Gerontology*. 2007;53(2):111-5.
63. Universidade de São Paulo. Sistema Integrado de Bibliotecas da USP. *Diretrizes para apresentação de dissertações e teses da USP: documento eletrônico e impresso Parte IV (Vancouver)*; coordenado por Vânia Martins Bueno de Oliveira Funaro... [et al.]. 2.ed. rev. ampl. São Paulo: Sistema Integrado de Bibliotecas da USP; 2009. 96 p.
64. Vicon Motion Systems Ltd. *Vicon plug-in gait product guide: foundation notes revision 1.0*; 2008 Mar. 76p.
65. Vo AN, MD, Kamen LB, Shih VC, MD, Bitar AA, Stitik TP, Kaplan RJ. Rehabilitation of Orthopedic and Rheumatologic Disorders. 5. Lumbar Spinal Stenosis. *Arch Phys Med Rehab*. 2005 Mar;86(1): 69-76.
66. Wang MY; Green BA; Shah S; Vanni S; Levi AD. Complications associated with lumbar stenosis surgery in patients older than 75 years of age. *Neurosurg Focus*. 2003;14(2):e7.
67. Watters WC; Baisden J; Gilbert TJ; Kreiner S; Resnick DK; Bono CM; Ghiselli G; Heggeness MH; Mazanec DJ; O'Neill C; Reitman CA; Shaffer WO; Summers JT; Toton JF. Degenerative lumbar spinal stenosis: an evidence-based clinical guideline for the diagnosis and treatment of degenerative lumbar spinal stenosis. *Spine J*. 2008;8:305-10.
68. Winter CC; Brandes M; Müller C; Schubert T; Ringling M; Hillmann A; Rosenbaum D; Schulte TL Walking ability during daily life in patients with osteoarthritis of the knee or the hip and lumbar spinal stenosis: a cross sectional study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2010;11:233.

69. Yukawa Y, Lenke LG, Tenhula J, Bridwell KH, Riew KD, Blanke K. A comprehensive study of patients with surgically treated lumbar spinal stenosis with neurogenic claudication. *J Bone Joint Surg Am*. 2002 Nov;84-A(11):1954-9.
70. Zeifang F; Schiltenswolf M; Abel R; Moradi B. Gait analysis does not correlate with clinical and MR imaging parameters in patients with symptomatic lumbar spinal stenosis. *BMC Musculoskelet Disord*. 2008;9:89.