

UNESP
Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá

Guaratinguetá
2007

RODRIGO SILVA E SANTOS

CARACTERIZAÇÃO DA RIGIDEZ PÓSTERO-ANTERIOR DA COLUNA LOMBAR
IN VIVO: UMA ANÁLISE BIOMECÂNICA

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica na área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata

Guaratinguetá
2007

Santos, Rodrigo Silva e

S237c Caracterização da rigidez pósterio-anterior da coluna lombar *in vivo*: uma análise biomecânica / Rodrigo Silva e Santos.- Guaratinguetá : [s.n.], 2007

115 f.: il.

Bibliografia: f. 94-100

Inclui apêndice e anexos

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2007

Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata

1. Biomecânica. 2. Coluna vertebral I. Título

CDU 612.766

UNESP  UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá

**CARACTERIZAÇÃO DA RIGIDEZ PÓSTERO-ANTERIOR DA COLUNA
LUMBAR *IN VIVO*: UMA ANÁLISE BIOMECÂNICA**

RODRIGO SILVA E SANTOS

ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“**DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA**”

ESPECIALIDADE: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

Prof. Dr. JOÃO ANDRADE DE CARVALHO JÚNIOR
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. TAMOTSU HIRATA
Orientador/UNESP-FEG

Prof. Dr. RUBENS CORRÊA ARAÚJO
USJT/UNITAU

Prof. Dr. MAURO GONÇALVES
IB-UNESP-RC

Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI
UNESP-FEG

Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO
UNESP-FEG

Fevereiro de 2007

DADOS CURRICULARES

RODRIGO SILVA E SANTOS

NASCIMENTO	21.03.1974 – SÃO PAULO / SP
FILIAÇÃO	Janir Aloísio dos Santos Angela de Franco Silva e Santos
1993/1996	Curso de Graduação Fisioterapia – UMC
1999/2001	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, nível de Mestrado, no Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da UNIVAP
2003/2007	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Doutorado, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da UNESP

A Deus pela Criação.

Ao carinho e amor de meus pais, Janir e Angela,
por quem sou eternamente grato por me mostrarem,
com sabedoria, os “caminhos” da vida.
Ao amor de minha esposa e meu filho, Márcia e Rafael,
que me ensinam e me iluminam.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Tamotsu Hirata, especialmente, presto o mais sincero agradecimento, que nesta Instituição me recebeu com respeito, e que demonstrou conhecimento, presteza, dedicação e coerência na condução deste trabalho. “Muito Obrigado”.

Aos voluntários, por terem permitido a realização deste trabalho.

Ao colega de estudo, Luiz Heleno, pelas sugestões, pelas saudáveis discussões, enfim pela significativa colaboração que prestou.

Aos amigos Luciano Rosa e José de Oliveira pelo apoio e pela saudável convivência.

À Maria Tereza, Bibliotecária da UNITAU.

À UNITAU, pelo auxílio financeiro prestado.

À PLANI - Diagnósticos Médicos por Imagem, pela realização dos exames radiológicos.

De modo geral, à Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, UNESP, pela oportunidade de desenvolver meu doutorado nesta casa.

“Ninguém ignora tudo. Ninguém sabe tudo. Todos nós sabemos alguma coisa. Todos nós ignoramos alguma coisa. Por isso aprendemos sempre”.

Paulo Freire.

SANTOS, R. S. **Caracterização da rigidez pósterio-anterior da coluna lombar *in vivo*: Uma análise biomecânica.** 2007. 115f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2007.

RESUMO

A mobilização pósterio-anterior consiste numa técnica de terapia manual que tem a finalidade de detectar alterações no padrão normal e na amplitude dos movimentos das articulações intervertebrais em pacientes com lombalgia. Mecanicamente, define-se como uma sobrecarga de inclinação de três pontos e, embora, o procedimento de aplicação desta técnica tenha sido descrito, caracteriza-se por um método subjetivo de análise clínica. No sentido de buscar um melhor esclarecimento acerca dos aspectos mecânicos envolvidos na mobilização pósterio-anterior, foi desenvolvido um dispositivo eletromecânico, para análise **in vivo** da rigidez segmentar pósterio-anterior da coluna lombar. Tal aparato compõe-se essencialmente de um suporte de sustentação com dois graus de liberdade (x, y) integrado a um motoredutor de corrente contínua acoplado a um pino guia e fixo a uma maca especialmente adaptada. Permite o controle preciso da intensidade, direção e velocidade da força aplicada, além da mensuração da amplitude do deslocamento intervertebral. Os resultados demonstraram que o instrumento desenvolvido apresenta a possibilidade de uma análise quantitativa acurada, em termos de rigidez segmentar na coluna lombar, indicando um grau de confiabilidade significativo para os dados obtidos em testes de repetibilidade ($ICC \geq 0,80$). Foi demonstrado haver diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os valores médios dos graus de rigidez dos níveis vertebrais analisados (LI, LII, LIII, LIV e LV) em 10 sujeitos avaliados. Deste modo, é importante que seja questionado o conceito da comparação do grau de rigidez entre os diferentes níveis vertebrais, num mesmo sujeito, para critério de diagnóstico.

PALAVRAS-CHAVE: Mobilização pósterio-anterior, coluna lombar, rigidez segmentar.

SANTOS, R. S. **Characterization *in vivo* of posteroanterior stiffness in lumbar spine: A biomechanical analysis.** 2007. 115f. Thesis (Doctorate in Mechanical Engineering) – Engineering School of the Campus of Guaratinguetá, From São Paulo State University, Guaratinguetá, 2007.

ABSTRACT

The posteroanterior motion test consists of a manual therapy technique to assess the range of motion and stiffness parameters of intervertebral joints in subjects with low back pain. Mechanically, it is defined as a three point bending loading. Although, has been described the technique procedure of the posteroanterior motion test, it is characterized by a subjective method of clinical analysis. In the quest to better understand concerning the mechanical aspects of posteroanterior motion test was developed a mechanical device for assessment the response of the lumbar spine to a posteroanterior pressure **in vivo**. Essentially, such apparatus is composed of a sustentation support with two degrees of freedom (x, y) fixed to a couch especially adapted and integrated to a continuous current motor and a guidance pin. It allows variables such as force, frequency of oscillation and displacement to be precisely controlled. The results demonstrated high reliability ($ICC \geq 0,80$) of the measures obtained in test and re-test. So, the instrument developed presents the prospect of an accuracy quantitative analysis of intervertebral posteroanterior stiffness in lumbar spine. There was statistically significant difference ($p < 0,05$) amongst the means of stiffness coefficients of the vertebral levels analyzed (LI, LII, LIII, LIV and LV) in 10 subjects evaluated. Therefore, its is important to be questioned the concept of the comparison of stiffness in different vertebral levels in a same subject for diagnosis criterion.

KEYWORDS: Posteroanterior motion test, lumbar spine, intervertebral stiffness.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE SIGLAS E SÍMBOLOS

1	INTRODUÇÃO	20
1.1	POSIÇÃO E RELEVÂNCIA DO PROBLEMA.....	20
1.2	OBJETIVO.....	22
1.3	ESTRUTURA DA TESE.....	23
2	REVISÃO DE LITERATURA	24
2.1	PROPRIEDADES ANATÔMICAS DA COLUNA VERTEBRAL	24
2.2	PROPRIEDADES MECÂNICAS DA COLUNA VERTEBRAL	27
2.2.1	Estrutura básica: o tecido conectivo regular denso	27
2.2.2	Viscoelasticidade da coluna vertebral	29
2.3	A MOBILIZAÇÃO PÓSTERO-ANTERIOR	30
2.3.1	Efeito da direção da força aplicada	32
2.3.2	Efeito da orientação da vértebra	34
2.4	A RIGIDEZ PÓSTERO-ANTERIOR DA COLUNA LOMBAR.....	35
2.5	INSTRUMENTAÇÃO APLICADA EM TÉCNICAS DE MOBILIZAÇÃO E MANIPULAÇÃO VERTEBRAL	38
3	METODOLOGIA	41
3.1	COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA	41
3.2	DELINEAMENTO DE PESQUISA E COMPOSIÇÃO DA AMOSTRA	41
3.3	MATERIAL	42
3.3.1	Instrumento de medida	42
3.3.2	Descrição e calibração do sensor de força	46
3.3.2.1	Descrição	46
3.3.2.2	Calibração	48

3.3.3	Descrição e calibração do sensor de deslocamento	50
3.3.3.1	Descrição	50
3.3.3.2	Calibração	50
3.4	MÉTODO	52
3.4.1	Procedimento experimental	52
3.4.1.1	Protocolo experimental para medição in vivo da rigidez pósterio-anterior da coluna lombar.....	53
3.4.1.2	Ajuste do aparato ao sujeito em análise para medição da rigidez pósterio-anterior da coluna lombar.....	55
3.5	COLETA DOS DADOS	58
3.6	TRATAMENTO MATEMÁTICO DOS DADOS	59
3.6.1	Metodologia para análise da rigidez intervertebral na coluna lombar	63
3.6.2	Metodologia para análise do deslocamento no segmento intervertebral de movimento na coluna lombar	64
3.7	ANÁLISE DE REPETIBILIDADE	66
3.8	TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS	66
4	APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	67
4.1	RESULTADOS OBTIDOS PARA ANÁLISE DE REPETIBILIDADE.....	67
4.2	RESULTADOS OBTIDOS PARA ANÁLISE DA RIGIDEZ INTERVERTEBRAL NA COLUNA LOMBAR.....	72
4.3	RESULTADOS OBTIDOS PARA ANÁLISE DA CORRELAÇÃO DA RIGIDEZ INTERVERTEBRAL COM O ÂNGULO DE INCLINAÇÃO VERTEBRAL NA COLUNA LOMBAR.....	82
4.4	RESULTADOS OBTIDOS PARA ANÁLISE DO DESLOCAMENTO NO SEGMENTO INTERVERTEBRAL DE MOVIMENTO NA COLUNA LOMBAR.....	86
5	COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES	92
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	94

ANEXO A - APRECIACÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....	101
APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	102
APÊNDICE B - DADOS DE CALIBRAÇÃO DO SENSOR DE FORÇA	104
APÊNDICE C - DADOS DE CALIBRAÇÃO DO SENSOR DE DESLOCAMENTO.	105
APÊNDICE D - VALORES DO COEFICIENTE DE VARIABILIDADE (CV).....	106
APÊNDICE E - ROTINA DESENVOLVIDA EM MAT LAB 6.1 PARA ANÁLISE DOS DADOS	107
APÊNDICE F - CURVAS DE TENDÊNCIA FORÇA VERSUS DESLOCAMENTO PARA TODOS OS SUJEITOS DA AMOSTRA (n=10).....	110

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Representação dos elementos que constituem o segmento intervertebral de movimento: A unidade estrutural e funcional da coluna vertebral.	25
Figura 2- Valores representativos para tipo e alcance de movimento em diferentes níveis da coluna vertebral (Adaptado de WHITE; PANJABI, 1990).....	26
Figura 3- Representação da força de mobilização pósterio-anterior aplicada na coluna lombar. Consiste mecanicamente numa sobrecarga de inclinação de três pontos (adaptado de SAITO, 1995).	31
Figura 4- Componentes da força pósterio-anterior aplicada numa vértebra lombar. a: força pósterio-anterior, b: componente longitudinal em relação ao corpo vertebral, c: componente transversal (de cisalhamento) em relação ao corpo vertebral (SAITO, 1995).	32
Figura 5- Variação na direção da força aplicada na técnica de mobilização pósterio-anterior na coluna lombar. F(-10): Força na direção caudal. F(+10): Força na direção cefálica (VINER; LEE; 1995).	33
Figura 6- Efeitos produzidos em função da curvatura e orientação vertebral. a: força vertical (mobilização pósterio-anterior), b: componente longitudinal em relação ao corpo vertebral, c: componente transversal em relação ao corpo vertebral (adaptado de SAITO, 1995).	34
Figura 7- Curva força versus deslocamento com comportamento característico da coluna lombar quando submetida à aplicação de uma força de mobilização pósterio-anterior no processo espinhoso de uma vértebra.	36
Figura 8- Representação esquemática do dispositivo desenvolvido para medição in vivo da rigidez pósterio-anterior da coluna lombar.	43
Figura 9- Instrumentação para medição de força e deslocamento.	44
Figura 10- Representação esquemática com especificações do sensor de força e ilustração fotográfica.	46

Figura 11- Representação esquemática: pino guia.	47
Figura 12- Representação esquemática: ponta de contato.....	47
Figura 13- Representação esquemática do sensor de força fixado à Bancada Universal de Resistência de Material e conectado à célula de carga para calibração.....	48
Figura 14- Instrumentação para calibração do sensor de força.	49
Figura 15- Curva de calibração do sensor de força.	49
Figura 16- Sensor de deslocamento (Potenciômetro linear).	50
Figura 17- Sensor de deslocamento ajustado ao micrômetro digital para calibração.	51
Figura 18- Instrumentação para calibração do sensor de deslocamento.	51
Figura 19- Curva de calibração do sensor de deslocamento.	52
Figura 20- Exame radiológico para medição do ângulo de inclinação vertebral: ângulo formado entre uma reta ao longo do platô superior do corpo vertebral e uma horizontal.....	53
Figura 21- (a) Posicionamento em decúbito ventral do sujeito em análise na maca do dispositivo; (b) Alinhamento da coluna vertebral do sujeito em análise ao braço da coluna de sustentação do dispositivo.	55
Figura 22- Ajuste do dispositivo ao sujeito em análise: braço da coluna de sustentação suspense com o pino guia de aplicação da força posicionado superiormente em relação aos pinos adjacentes.....	56
Figura 23- Ajuste do dispositivo ao sujeito em análise: braço da coluna de sustentação em contato com a coluna do sujeito em análise.	57
Figura 24- Registro básico dos sinais de deslocamento e força captados pelos três potenciômetros e pelo sensor de força (extensometria) para um sujeito para uma força mobilizadora aplicada em LIII.	59
Figura 25- Interpolação dos 3°, 4° e 5° ciclos dos dados de força (extensometria) e deslocamento (potenciômetros 1, 2 e 3) a partir do registro inicial básico dos sinais.....	60

Figura 26- Relação inicial força versus deslocamento para todos os níveis vertebrais lombares sujeitos à força de mobilização (LI, LII, LIII, LIV e LV) para um sujeito da amostra.....	61
Figura 27- Curvas de força média em função do deslocamento médio (curvas de tendência) obtidas da relação inicial força versus deslocamento para todos os níveis vertebrais lombares sujeitos à força de mobilização (LI, LII, LIII, LIV e LV) para um sujeito da amostra.....	62
Figura 28- Curvas médias rigidez-força para todos os níveis vertebrais lombares sujeitos à força de mobilização (LI, LII, LIII, LIV e LV) para um sujeito da amostra.	63
Figura 29- Coeficientes indicadores de rigidez em função do GFA, pontualmente identificados em 25%, 50% e 75% do pico de força para LI, LII, LIII, LIV e LV para um sujeito da amostra.	64
Figura 30- Deslocamento máximo ocorrido na vértebra sujeita à força de mobilização (LII) e nos níveis vertebrais superior (LI) e inferior (LIII) à vértebra “alvo”.	65
Figura 31- Curvas força versus deslocamento e curvas de tendência (curvas de força média em função do deslocamento médio) obtidas para o teste e re-teste para LIII do sujeito 1.....	68
Figura 32- Curvas força versus deslocamento e curvas de tendência (curvas de força média em função do deslocamento médio) obtidas para o teste e re-teste para LIII do sujeito 2.....	69
Figura 33- Curvas força versus deslocamento e curvas de tendência (curvas de força média em função do deslocamento médio) obtidas para o teste e re-teste para LIII do sujeito 3.....	69
Figura 34- Valores da média e do desvio padrão de rigidez para o GFA correspondente a 25% do pico de força em todos os níveis vertebrais analisados para todos os sujeitos da amostra (n=10). * LI ≠ LIV; ** LI ≠ LV; *** LII ≠ LIV e **** LII ≠ LV.....	73

Figura 35- Valores da média e do desvio padrão de rigidez para o GFA correspondente a 50% do pico de força em todos os níveis vertebrais analisados para todos os sujeitos da amostra (n=10). * LI ≠ LIV; ** LI ≠ LV; *** LII ≠ LIV e **** LII ≠ LV.....	74
Figura 36- Valores da média e do desvio padrão de rigidez para o GFA correspondente a 75% do pico de força em todos os níveis vertebrais analisados para todos os sujeitos da amostra (n=10). * LI ≠ LIV; ** LI ≠ LV; *** LII ≠ LIV e **** LII ≠ LV.....	74
Figura 37- Grau de rigidez dos diferentes níveis vertebrais lombares (LI, LII, LIII, LIV e LV) em função do GFA. Valores de rigidez identificados em 25%, 50% e 75% do pico de força para todos os sujeitos da amostra (n=10).	76
Figura 38- Valores da intensidade da força correspondentes aos índices de rigidez identificados a 75% do GFA para todos os sujeitos da amostra (n=10).....	79
Figura 39- Amplitude de movimento segmentar para a coluna vertebral no plano sagital (Adaptado de HERZOG, 2000).....	81
Figura 40- Correlação entre o nível de rigidez segmentar e o ângulo de inclinação vertebral na coluna lombar (Pearson = 0,50) para toda a amostra. Curva de tendência da correlação obtida por regressão polinomial de 2ª ordem. Foram definidas as angulações vertebrais em direção cefálica como positivas (+) e as angulações vertebrais em direção caudal como negativas (-).....	84
Figura 41- Variação do efeito da componente longitudinal da força de mobilização pósterio- anterior (vertical) em função do ângulo de inclinação vertebral na qual a força mobilizadora é aplicada. a: força vertical (mobilização pósterio-anterior), b: força compressiva da componente longitudinal em LI / LII, c: força de tração da componente longitudinal em LIV / LV, d: componente transversal da força vertical.....	85
Figura 42- Deslocamento máximo ocorrido na vértebra sujeita à força de mobilização (LI) e nos níveis vertebrais superior (T12) e inferior (LII) à	

vértebra “alvo”. Valores médios para todos os sujeitos da amostra (n=10).

* 1 U.A.=13,5 mm de deslocamento.87

Figura 43- Deslocamento máximo ocorrido na vértebra sujeita à força de mobilização (LII) e nos níveis vertebrais superior (LI) e inferior (LIII) à vértebra “alvo”. Valores médios para todos os sujeitos da amostra (n=10). * 1 U.A.=13,5 mm de deslocamento.....88

Figura 44- Deslocamento máximo ocorrido na vértebra sujeita à força de mobilização (LIII) e nos níveis vertebrais superior (LII) e inferior (LIV) à vértebra “alvo”. Valores médios para todos os sujeitos da amostra (n=10). * 1 U.A.=13,5 mm de deslocamento.....88

Figura 45- Deslocamento máximo ocorrido na vértebra sujeita à força de mobilização (LIV) e nos níveis vertebrais superior (LIII) e inferior (LV) à vértebra “alvo”. Valores médios para todos os sujeitos da amostra (n=10). * 1 U.A.=13,5 mm de deslocamento; ** LIII ≠ LV.89

Figura 46- Deslocamento máximo ocorrido na vértebra sujeita à força de mobilização (LV) e nos níveis vertebrais superior (LIV) e inferior (S1) à vértebra “alvo”. Valores médios para todos os sujeitos da amostra (n=10). * 1 U.A.=13,5 mm de deslocamento; **LIV ≠ S1.89

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Características dos sujeitos da amostra (n=10) quanto à idade (anos), massa (Kg) e estatura (cm).	42
Tabela 2- Valores de ICC e dos índices de rigidez calculados para os graus de força aplicada (GFA) correspondentes a 25%, 50%, 75% e 100% do pico de força, para os dados obtidos no teste e re-teste para os 3 sujeitos avaliados para análise de repetibilidade.	70
Tabela 3- Valores do deslocamento máximo ocorrido na vértebra sujeita à força de mobilização e nos níveis vertebrais superior e inferior à vértebra “alvo” e valores de ICC calculados para os dados obtidos no teste e re-teste para os 3 sujeitos avaliados para análise de repetibilidade.	71
Tabela 4- Coeficientes de rigidez para os segmentos vertebrais de movimento da coluna lombar correspondentes aos eixos axial (x), transversal (y) e de rotação (flexo-extensão)(z) (WHITE; PANJABI, 1990).	82
Tabela 5- Dados de calibração do sensor de força na faixa de carga de 0 a 300 N.	104
Tabela 6- Dados de calibração do sensor de deslocamento na faixa de deslocamento de 0 a 10 mm.	105
Tabela 7- Valores médios dos coeficientes de variabilidade calculados para todos os dados de força (sensor de força) e deslocamento (potenciômetros 1, 2 e 3) interpolados a partir do registro inicial básico dos sinais para todos os sujeitos da amostra em todos os níveis vertebrais analisados.	106

LISTA DE SIGLAS E SÍMBOLOS

\emptyset	-	Diâmetro
Ω	-	Ohm (unidade de resistência elétrica)
cm	-	Centímetro (unidade de comprimento)
CC	-	Corrente contínua
CV	-	Coefficiente de variabilidade
“D 30”	-	Deformação na faixa de carga de 0 a 30 N
GFA	-	Grau de força aplicada
GF	-	<i>Gage factor</i> (Fator de ganho)
Hz	-	Hertz (unidade de frequência)
ICC	-	Coefficiente de correlação intra-classe
K	-	Coefficiente de rigidez
K_x	-	Coefficiente de rigidez no eixo x
K_y	-	Coefficiente de rigidez no eixo y
K_z	-	Coefficiente de rigidez no eixo z
Kg	-	Kilograma (unidade de massa)
$K\Omega$	-	Kilo Ohm (unidade de resistência elétrica)
M3	-	Rosca métrica
m	-	Metro (unidade de comprimento)
mm	-	Milímetro (unidade de comprimento)
mV	-	Milivolts (unidade de tensão elétrica)
N	-	Newton (unidade de força)
n	-	Tamanho da amostra
N/mm	-	Newton / milímetro (unidade de rigidez)
p	-	Nível de significância estatístico
RX	-	Raio-x
s	-	Segundo (unidade de tempo)
UA	-	Unidade arbitrária
x / y / z	-	Direções de movimento

1 INTRODUÇÃO

1.1 POSIÇÃO E RELEVÂNCIA DO PROBLEMA

A queixa de dor lombar, uma manifestação complexa e multicausal, provavelmente seja, na área ortopédica, a sintomatologia mais comumente encontrada por fisioterapeutas no exercício da prática clínica. Entretanto, o sucesso no tratamento desta condição aflitante que acomete o sistema músculo-esquelético humano, muitas vezes, é frustrado pela incerteza diagnóstica.

A incidência dos problemas relacionados às dores na coluna é tão freqüente e usual que deve ser estudada como se fosse uma doença epidêmica e social. Todos os autores que pesquisam esse tema afirmam que 70 a 85 % da população já teve uma dor na coluna ao menos uma vez em sua vida (KNOPLICH, 1989). Paradoxalmente, essa afecção benigna apresenta recuperação espontânea na maioria das vezes, porém, caráter recorrente e causa enorme perda para a economia do país, elevando as taxas de absenteísmo nas fábricas, transtornando a vida dos trabalhadores e suas famílias.

Alterações mecânicas da coluna vertebral são usualmente postuladas como causadoras de dor lombar e diversas modalidades de tratamento cirúrgico ou conservador têm-se concentrado na restauração ou facilitação da mecânica vertebral normal, ainda que esse conhecimento seja limitado em alguns aspectos (McGREGOR et al., 2001). Visto que, a funcionalidade mecânica da coluna vertebral depende do comportamento dinâmico de seus componentes: vértebras, discos e ligamentos, em conjunção à atividade muscular (BIFULCO et al., 2001) e devido à complexidade estrutural inerente à coluna, algumas questões relacionadas à dinâmica vertebral necessitam de uma melhor compreensão.

A difusão e aumento da incidência de dor lombar na sociedade ocidental associada à inabilidade da medicina para um tratamento realmente compreensivo ou efetivo criaram a oportunidade do desenvolvimento de uma variedade de meios para a

abordagem terapêutica dessa afecção. Durante este século, destaca-se a terapia manipulativa, como uma modalidade eficaz, que tem sido amplamente reconhecida na área médica de tratamento conservador para dor e disfunções da coluna vertebral (TWOMEY; TAYLOR, 1995; HERZOG et al., 1993). Historicamente, do ponto de vista das ciências da saúde, é o profissional fisioterapeuta que assume tal modalidade como ferramenta terapêutica.

O pré-requisito essencial para que o fisioterapeuta disponha do tratamento adequado ao paciente consiste na determinação precisa do diagnóstico clínico. Com este propósito, algumas técnicas de terapia manual destinadas à avaliação do movimento segmentar intervertebral têm sido aplicadas em pacientes com dor lombar, uma vez que a correção da disfunção mecânica segmentar é tão importante, se não essencial, no tratamento de condições dolorosas da coluna vertebral. Tipicamente utiliza-se, para esta análise, um procedimento que consiste na aplicação manual de uma força oscilatória (mobilização pósterio-anterior) direcionada anteriormente no processo espinhoso de uma vértebra. A percepção do terapeuta diferencia um segmento vertebral normal assintomático de uma disfunção mecânica segmentar baseada na avaliação da rigidez intersegmentar e da dor reproduzida, de tal modo que a informação colhida por este procedimento propicia a escolha do método e local para intervenção terapêutica.

Vale ressaltar que clinicamente a atenção especial direcionada a análise da rigidez intersegmentar vertebral é fundamental, já que, a literatura tem documentado, freqüentemente, alterações nos padrões de rigidez intersegmentar lombar em pacientes com lombalgia, evidenciando um aumento na rigidez pósterio-anterior intervertebral (COLLOCA; KELLER, 2001; THOMPSON et al., 2000; BJORNSDOTTIR; KUMAR, 1997; BURTON et al., 1996; LATIMER et al., 1996 (2); TOWMEY, 1992; BURTON et al., 1990).

No entanto, em razão da natureza qualitativa e subjetiva deste procedimento clínico de análise, por vezes, tem sido questionada sua aplicabilidade. De fato, apesar de existir informação substancial da resposta dinâmica da coluna lombar à sobrecarga na direção

axial, poucas evidências objetivas foram reportadas na literatura a respeito da resposta vertebral à sobrecarga na direção pósterio-anterior (CRAWFORD; KEAVENY, 2004).

Nesta direção, nos últimos anos, alguns dispositivos têm sido desenvolvidos com a finalidade de buscar uma melhor compreensão do mecanismo de rigidez intersegmentar da coluna lombar quando sujeita à força de mobilização pósterio-anterior (CHIRADEJNANT et al., 2001; CHESTER; WATSON, 2000; LATIMER et al., 1996 (1); HARMS et al., 1995). Seguramente, o uso da tecnologia traz um nível maior de precisão e talvez ofereça evidências mais objetivas de um nível segmentar vertebral com disfunção.

Na realidade, percebe-se que procedimentos objetivos de avaliação clínica confiáveis do sistema articular lombar ainda não estão disponíveis. Portanto, o presente trabalho se apoiará na busca da ampliação do conhecimento, de forma que considera fundamental, o entendimento preciso do complexo mecanismo da rigidez intersegmentar vertebral para otimização dos procedimentos clínicos de avaliação e tratamento em pacientes com lombalgia, bem como para maturação e aprimoramento da base científica da terapia manual.

1.2 OBJETIVO

- Desenvolvimento de um dispositivo eletromecânico para análise **in vivo** do comportamento dinâmico da coluna lombar em termos de rigidez segmentar pósterio-anterior.

1.3 ESTRUTURA DA TESE

No capítulo 1, o posicionamento do problema inserido num contexto clínico; a relevância da investigação; a explicitação dos objetivos e, por conseguinte a estruturação geral do trabalho.

No capítulo 2, a revisão bibliográfica inserindo no contexto específico do trabalho a Terapia Manual apoiada nos princípios fundamentais da anatomia e biomecânica da coluna vertebral.

No capítulo 3, a descrição metodológica da presente investigação, incluindo o delineamento da pesquisa e a composição da amostra; a descrição do dispositivo desenvolvido; a definição do protocolo experimental de análise e a metodologia para o tratamento matemático e estatístico dos dados.

No capítulo 4, a apresentação e discussão crítica dos resultados relacionados a acurácia do dispositivo e aos parâmetros de rigidez intersegmentar obtidos por experimentação em 10 sujeitos avaliados.

No capítulo 5, as conclusões pertinentes voltadas à proposta e concepção do presente trabalho.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A terapia manual pode ser definida como uma série de procedimentos clínicos de avaliação e tratamento usada por terapeutas em pacientes com disfunções músculo-esqueléticas (RIDDLE, 1992). Consiste numa forma de tratamento conservador e, atualmente, a terapia manual tem, entre outras, indicação para identificação e correção da desorganização mecânica do movimento articular vertebral.

Habitualmente, a coluna vertebral é sujeita à aplicação de forças externas durante procedimentos clínicos de análise e tratamento. As inúmeras técnicas de terapia manual produzem diferentes vetores de carga, momentos, taxas de carga e, no entanto, o entendimento do mecanismo e efeito desse processo no sistema músculo-esquelético é pouco conhecido e invariavelmente menosprezado.

Dessa maneira, para interpretar o comportamento dinâmico da coluna vertebral em decorrência da aplicação de uma força externa é indispensável que o fisioterapeuta se baseie essencialmente no entendimento das propriedades anatômicas e mecânicas da coluna, assim minimizando fontes de erro que podem conduzir a decisões clínicas incorretas.

2.1 PROPRIEDADES ANATÔMICAS DA COLUNA VERTEBRAL

Estruturalmente, a coluna vertebral pode ser compreendida como uma sobreposição de peças ósseas (as vértebras) entre as quais situam-se os discos intervertebrais. Constitui o pilar central do tronco e para cumprir as funções que lhe são peculiares apresenta propriedades mecânicas contraditórias de rigidez e elasticidade (KAPANDJI, 2000).

A coluna vertebral embrionária consiste de 33 vértebras diferenciadas em cinco regiões específicas, sendo que as primeiras sete vértebras constituem a coluna cervical, seguida por 12 vértebras que compõem a coluna torácica, cinco que compõem a coluna lombar, cinco sacrais e três ou quatro coccígeas (SPENCE, 1991).

Como uma unidade, a coluna deve ser entendida como uma articulação com seis graus de liberdade que permite rotação em torno e translação ao longo dos três eixos e planos de referência espacial. Adicionalmente, é essencial compreender que os pequenos graus de movimento entre uma vértebra e outra, somados, conferem a ela uma amplitude de movimento considerável.

O segmento vertebral, ou seja, as articulações intervertebrais incluem as articulações sinoviais bilaterais dos arcos vertebrais, nas quais as facetas inferiores de uma vértebra articulam-se com as facetas superiores da vértebra adjacente e ainda as articulações fibrosas entre corpos vertebrais sucessivos unidos pelos discos intervertebrais fibrocartilagosos (KENDALL et al., 1995).

Embora existam particularidades da estrutura do segmento vertebral considerando-se cada região da coluna vertebral, esse pode, basicamente, ser representado pelos elementos discriminados na Figura 1 abaixo.

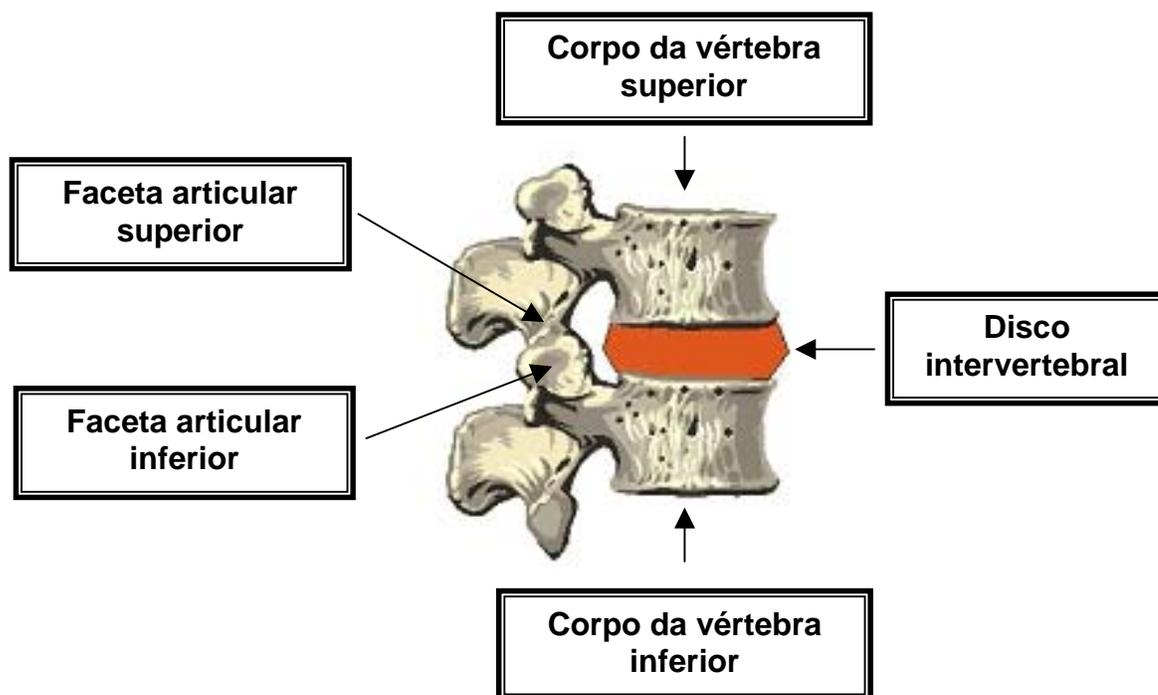


Figura 1- Representação dos elementos que constituem o segmento intervertebral de movimento: A unidade estrutural e funcional da coluna vertebral.

Cada segmento vertebral contém três articulações e pode ser considerado como sendo uma unidade funcional da coluna. Os corpos vertebrais separados pelo disco intervertebral formam um tipo de sínfise de anfiartrose¹ e as duas articulações facetárias direita e esquerda entre os processos articulares superior e inferior são classificadas como diartroses do tipo deslizante revestidas por cartilagem articular (HALL, 2000).

A mobilidade entre duas vértebras adjacentes é determinada por uma série de fatores, incluindo a declividade das facetas articulares, a flexibilidade dos discos intervertebrais e demais tecidos moles associados, entre outros fatores, como o grau de curvatura vertebral. Em virtude da complexidade da movimentação de um simples segmento de movimento, clinicamente tal aspecto não é mensurável. Entretanto, conforme a Figura 2, algumas investigações usando material de autópsia ou medidas radiográficas **in vivo** têm mostrado valores representativos para o alcance de movimento nos segmentos vertebrais individuais em diferentes níveis da coluna vertebral (NORDIN; FRANKEL, 2003; WHITE; PANJABI, 1990).

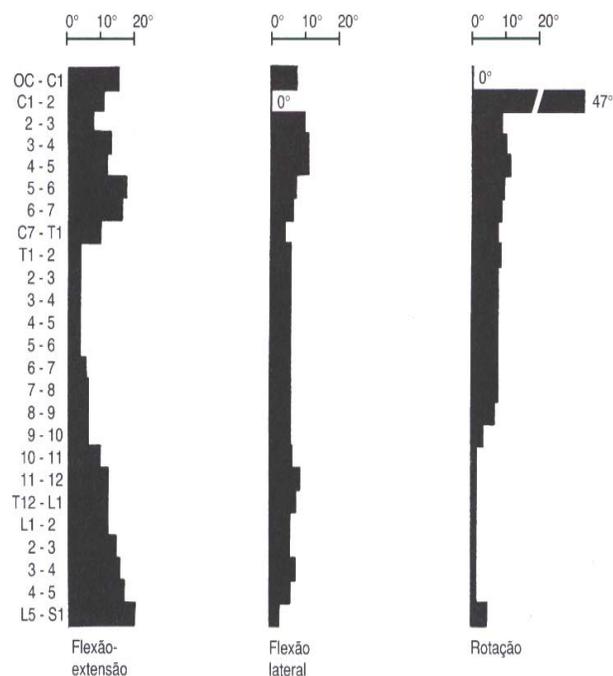


Figura 2- Valores representativos para tipo e alcance de movimento em diferentes níveis da coluna vertebral (Adaptado de WHITE; PANJABI, 1990).

¹ Articulação de mobilidade reduzida que não dispõe de cavidade articular nem membrana sinovial.

Enfim, é importante compreender que o segmento vertebral de movimento é a unidade estrutural da coluna, e dessa maneira, a caracterização de parâmetros biomecânicos da coluna vertebral como um todo, pode ser determinada pelo entendimento do comportamento mecânico segmentar.

2.2 PROPRIEDADES MECÂNICAS DA COLUNA VERTEBRAL

A coluna vertebral consiste num sistema viscoelástico interligado mecanicamente (TRIANO, 2001). Portanto, em razão dessa natureza, a coluna sob carga demonstra propriedades dependentes do tempo e da velocidade de carregamento.

O comportamento viscoelástico da coluna é devido primariamente à sua constituição estrutural básica: o tecido conectivo.

Invariavelmente, os ligamentos, a cápsula articular e a fásia peri-articular, elementos constituídos de tecido conectivo, restringem ou limitam a artrocinemática². Essas estruturas oferecem resistência às forças atuantes na articulação, particularmente às forças de tração e de cisalhamento. O tecido conectivo e os músculos atuam, então, em conjunto com os efeitos proporcionados pelo formato e orientação das superfícies articulares e estruturas fibrocartilaginosas, determinando a artrocinemática e a osteocinemática³ (THRELKELD, 1992).

2.2.1 Estrutura básica: o tecido conectivo regular denso

A constituição básica deste tecido, como na maioria dos tecidos biológicos, envolve um complexo de células, substância fundamental e fibras. As fibras incluem o colágeno, a elastina e as reticulares que se complementam funcionalmente e se entre-mesclam

² Área de estudo que investiga os movimentos que ocorrem entre as superfícies articulares (intra-articulares). Também denominados movimentos acessórios.

³ Área de estudo que investiga os movimentos fisiológicos (angulares) que ocorrem entre os segmentos ósseos.

estruturalmente formando a matriz extracelular. O colágeno, principal componente, confere força e rigidez ao tecido, para que ele possa oferecer resistência à força mecânica e à deformação. A elastina, por sua vez, fornece propriedades elásticas ao tecido e permite a recuperação deste quando deformado. Enquanto as fibras reticulares conferem ao tecido volume e preenchimento (LEDERMAN, 2001).

O tecido conectivo regular denso, uma categoria de tecido conjuntivo ou conectivo, inclui essencialmente ligamentos, tendões, cápsula articular e fáscia peri-articular. Tais estruturas são elementos primariamente similares, porém demonstram propriedades mecânicas distintas essencialmente influenciadas por aspectos relacionados abaixo (CURRIER; NELSON, 1992):

- propriedades físicas do colágeno e outras fibras;
- arranjo arquitetural ou composição das fibras;
- tamanho e proporção das fibras colágenas em relação às outras fibras;
- maturidade das fibras colágenas e;
- composição e hidratação da substância fundamental.

Assim, para compreender a resposta mecânica das fibras colágenas ao estresse, é essencial um entendimento da construção básica, a molécula de tropocolágeno. Tal entendimento fornece informação e compreensão para prevenção e controle de lesões músculo-esqueléticas.

A molécula de tropocolágeno é manufaturada pelos fibroblastos do tecido conectivo. Na célula, os aminoácidos são reunidos em seqüências repetidas de cadeias longas de comprimento uniforme. Os ramos dessas cadeias têm potencial para atrair e formar ligações com radicais compatíveis de outras moléculas por meio de várias interações hidrofílicas, hidrofóbicas ou covalentes. Na célula, três cadeias de polipeptídios reúnem-se em uma hélice tripla formando a molécula de procolágeno, um precursor do colágeno (NORDIN; FRANKEL, 2003).

As moléculas de procolágeno são sintetizadas em moléculas uniformes de comprimento e largura fixos. Elas são exteriorizadas da célula como uma molécula ligeiramente modificada, chamada de tropocolágeno, a molécula básica de colágeno. Quando as moléculas de tropocolágeno são secretadas no espaço intercelular, elas então são atraídas às outras e rapidamente agregam-se em microfibrilas bem organizadas (CURRIER; NELSON, 1992). Tal organização ocorre de acordo com o tipo de tecido e, de forma determinante, o estresse mecânico serve como estimulante físico responsável pela formação e manutenção deste colágeno.

Neste contexto, é interessante observar que é este elemento, o colágeno, a estrutura que determina a resposta mecânica dos tecidos viscoelásticos no sistema músculo-esquelético humano, incluindo a coluna vertebral.

2.2.2 Viscoelasticidade da coluna vertebral

A coluna vertebral, como um tecido viscoelástico, responde sob a ação de uma carga conforme o tempo e a velocidade de carregamento. Quando sujeita à aplicação de uma carga constante por um tempo prolongado, responde com uma deformação progressiva. Se a carga permanece no limite elástico do tecido, gradualmente, após a remoção da carga, ele retorna à dimensão original. Em tecidos biológicos, esse fenômeno primariamente representa a redistribuição de água para espaços anatômicos peri-teciduals (NORDIN; FRANKEL, 1989).

Em decorrência das propriedades viscoelásticas do tecido conectivo na coluna vertebral, o comportamento dinâmico da coluna durante a sobrecarga também é dependente da velocidade de carregamento, propriedade caracterizada como dependência da taxa de deformação.

Em taxas de deformação mais altas, a rigidez elástica da coluna vertebral aumenta e o comportamento viscoso da mesma age como um sólido não viscoso e, então, a deformação será dependente da rigidez elástica do tecido (osso **versus** disco **versus**

ligamentos). Taxas de deformação mais baixas fornecem tempo suficiente de resposta para fluidos compartimentais dentro dos ligamentos, músculos e discos. Ao contrário das taxas mais altas, permitem que as cargas sejam transmitidas viscoelasticamente entre os segmentos, efetivamente distribuindo a deformação para uma região mais ampla da coluna (TRIANO, 2001). Assim sendo, a coluna vertebral deverá exibir tal comportamento viscoelástico em inúmeros procedimentos clínicos da terapia manipulativa, incluindo a técnica de mobilização pósterio-anterior.

2.3 A MOBILIZAÇÃO PÓSTERIO-ANTERIOR

A técnica de mobilização pósterio-anterior, usualmente utilizada para avaliação e tratamento de pacientes com dor lombar, consiste num teste de integridade articular, que envolve a aplicação, pelo terapeuta, de uma força oscilatória direcionada anteriormente no processo espinhoso de uma vértebra de um paciente deitado em prono (CALING; LEE, 2001; PETTY, 1995). Tem como finalidade identificar alguma restrição (rigidez) nos movimentos acessórios intersegmentares e determinar o nível intervertebral problemático responsável pela sintomatologia dolorosa (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

Portanto, pacientes que apresentam desordens no complexo articular intervertebral, com sintomas dolorosos, podem ser clinicamente avaliados por meio desta técnica, que procura detectar alterações no padrão normal e na amplitude dos movimentos das articulações intervertebrais. Para isso, o examinador deve conhecer a anatomia funcional e estar treinado nas técnicas de exame, uma vez que o uso de técnicas de mobilização depende da habilidade do terapeuta para percepção da natureza e do grau de movimento articular (HARMS; BADER, 1997). Assim, a eficácia deste método subjetivo de análise clínica está relacionada à “sensibilidade” ou à capacidade de percepção do terapeuta.

A mobilização pósterio-anterior consiste, mecanicamente, numa sobrecarga de inclinação de três pontos, como representada na Figura 3 (LEE; EVANS, 2001).

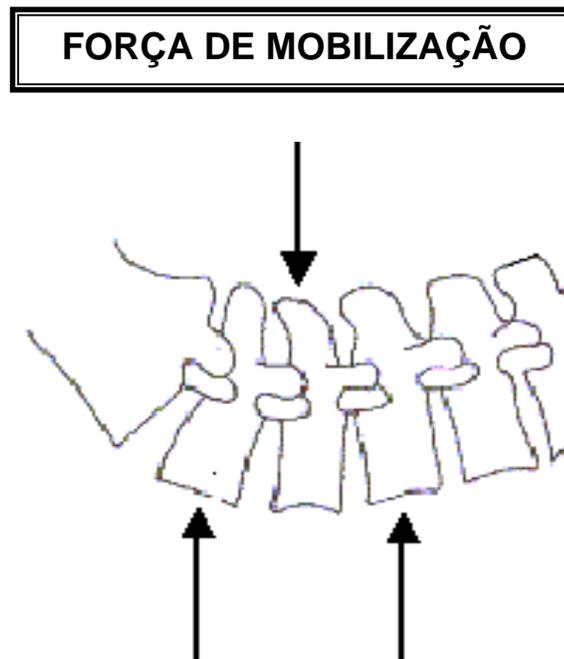


Figura 3- Representação da força de mobilização pósterio-anterior aplicada na coluna lombar. Consiste mecanicamente numa sobrecarga de inclinação de três pontos (adaptado de SAITO, 1995).

Embora o procedimento de aplicação da mobilização pósterio-anterior tenha sido descrito, para estabelecer os efeitos biomecânicos dessa técnica na coluna vertebral, a força aplicada e os momentos dela derivados devem ser definidos. A força aplicada pode ser dividida em dois componentes (Figura 4): um componente longitudinal em relação ao corpo vertebral e outro componente transversal (de cisalhamento) em relação ao corpo vertebral. A magnitude relativa desses componentes depende de como a força é aplicada e da orientação da vértebra (SAITO, 1995).

É oportuno ressaltar que a coluna vertebral, quando submetida à força de mobilização pósterio-anterior, se comporta como um sistema viscoelástico interligado. Deste modo, a força aplicada produz efeitos não somente na vértebra “alvo”, como também nas vértebras adjacentes superiores e inferiores.

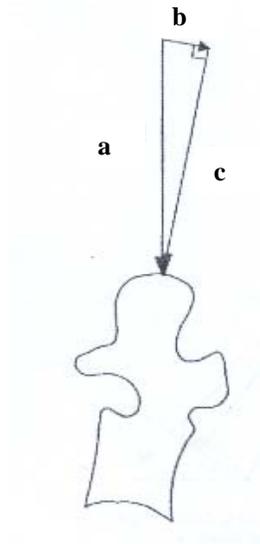


Figura 4- Componentes da força pósterio-anterior aplicada numa vértebra lombar. a: força pósterio-anterior, b: componente longitudinal em relação ao corpo vertebral, c: componente transversal (de cisalhamento) em relação ao corpo vertebral (SAITO, 1995).

2.3.1 Efeito da direção da força aplicada

A direção da força aplicada determina a magnitude de suas componentes longitudinal e transversal e o momento delas resultante. Tal aspecto altera a proporção em que os tecidos, como disco intervertebral, articulações facetárias, ligamentos ou músculos oferecem resistência à mobilização pósterio-anterior (SAITO, 1995).

Como descrito anteriormente, cada força de mobilização pósterio-anterior consiste num componente longitudinal, direcionado ao longo do eixo da vértebra sujeita à força, e num componente transversal, direcionado perpendicularmente ao componente longitudinal da força de mobilização. Dessa maneira, quando a direção da força aplicada é alterada, a coluna vertebral, mais especificamente a vértebra alvo em questão, responde a uma nova condição de sobrecarga. Distintas condições de sobrecarga determinam diferentes padrões de movimentos vertebrais e intervertebrais, que resultam em estresses

teciduais específicos e conseqüentemente em alterações nos padrões de resistência e rigidez à força de mobilização pósterio-anterior (CALING; LEE, 2001).

Um estudo realizado por Viner e Lee (1995) demonstrou significativa variabilidade interterapeuta na direção da aplicação da força durante a execução da técnica de mobilização pósterio-anterior na coluna lombar em sujeitos assintomáticos, conforme ilustrado na Figura 5. Adicionalmente, Calling e Lee (2001) reportaram que a rigidez pósterio-anterior é levemente influenciada, porém de forma estatisticamente significativa, em função da direção de aplicação da força no plano sagital.

Considerando os trabalhos acima mencionados, é importante saber que, durante protocolos que envolvam a utilização da mobilização pósterio-anterior, a direção de aplicação da força deve ser controlada e padronizada, pois tal variável pode afetar a rigidez pósterio-anterior nos diferentes níveis intervertebrais, alterando a proporção de resistência oferecida pelos discos intervertebrais, articulações facetárias ou outros elementos envolvidos.

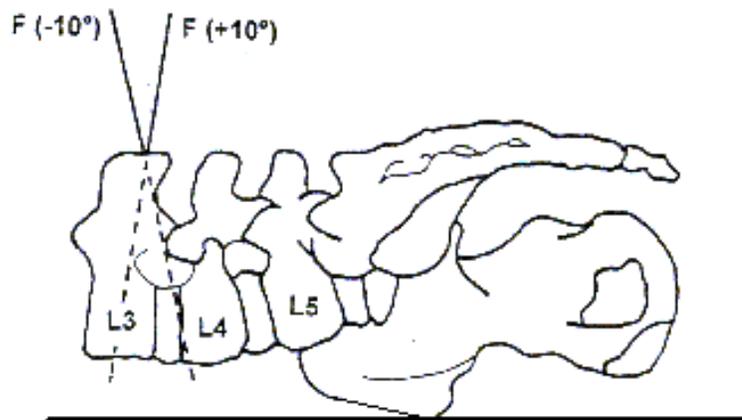


Figura 5- Variação na direção da força aplicada na técnica de mobilização pósterio-anterior na coluna lombar. F(-10): Força na direção caudal. F(+10): Força na direção cefálica (VINER; LEE; 1995).

2.3.2 Efeito da orientação da vértebra

A coluna vertebral, no plano frontal, é retilínea. Ao passo que, no plano sagital, exibe quatro curvaturas fisiológicas, sendo duas anteriores e duas posteriores, que aumentam a resistência da coluna à compressão axial (KAPANDJI, 2000). Na coluna torácica e sacral, encontram-se as cifoses, curvaturas de convexidade posterior, ditas curvaturas primárias. Enquanto na coluna cervical e lombar se apresentam as lordoses, curvaturas de concavidade posterior, classificadas como curvaturas secundárias. Adicionalmente, é preciso compreender que o grau de curvatura vertebral nas diferentes regiões é determinado pelo arranjo individual das vértebras, ou seja, conforme a sobreposição e orientação espacial das vértebras no plano sagital.

Saito (1995) relatou que a orientação vertebral é uma variável que tem influência direta na resposta mecânica à força de mobilização pósterio-anterior, pois as componentes longitudinal e transversal e o momento produzido pela mobilização também serão afetados por tal parâmetro, conforme pode ser notado na Figura 6 a seguir.

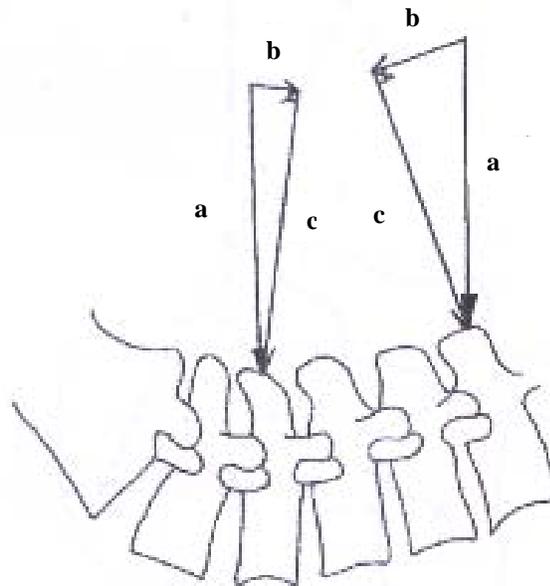


Figura 6- Efeitos produzidos em função da curvatura e orientação vertebral. a: força vertical (mobilização pósterio-anterior), b: componente longitudinal em relação ao corpo vertebral, c: componente transversal em relação ao corpo vertebral (adaptado de SAITO, 1995).

Portanto, no que tange à geometria da coluna vertebral em termos de grau de curvatura, durante procedimentos clínicos ou experimentais que envolvam a análise da rigidez pósterio-anterior da coluna lombar, tal variável não deve ser desconsiderada.

2.4 A RIGIDEZ PÓSTERO-ANTERIOR DA COLUNA LOMBAR

Como já descrito, tem sido documentado que um aumento na rigidez pósterio-anterior da coluna lombar pode ser notado, freqüentemente, em pacientes com lombalgia (COLLOCA; KELLER, 2001; THOMPSON et al., 2000; BJORNSDOTTIR; KUMAR, 1997; BURTON et al., 1996; LATIMER et al., 1996 (2); TOWMEY, 1992; BURTON et al., 1990). Adicionalmente, a literatura não dispõe de muitas evidências objetivas acerca da resposta vertebral à sobrecarga na direção pósterio-anterior (COLLOCA et al., 2003). Assim, com o intuito de se buscar um melhor entendimento dos aspectos mecânicos envolvidos neste mecanismo, alguns pesquisadores têm se voltado para o desenvolvimento de métodos e equipamentos capazes de sobrecarregar a coluna lombar de maneira similar à força de mobilização pósterio-anterior (KELLER et al., 2000). Deste modo, variáveis como intensidade da força, direção de aplicação da força, freqüência de oscilação, amplitude de deslocamento e outros parâmetros envolvidos no procedimento em questão podem ser controlados, visto que estes esforços buscam convalidar a finalidade de tal procedimento de mobilização, que é importante para determinar o diagnóstico de rigidez intersegmentar vertebral em pacientes com dor lombar.

A rigidez articular tem sido definida como a perda do movimento acessório (artrocinemático) em associação com a perda do movimento articular normal (osteocinemático) e, por vezes, uma restrição no movimento acessório pode ser o único parâmetro clínico detectável (CORRIGAN; MAITLAND, 2000). Neste contexto, é crucial que terapeutas tenham conhecimento de que os movimentos acessórios são essenciais para a função articular indolor normal e, portanto, devem aprender a distinguir

uma articulação normal de uma articulação restrita para fins de diagnóstico e tratamento (BJORNSDOTTIR; KUMAR, 1997).

A despeito do caráter qualitativo da avaliação da rigidez segmentar intervertebral por meio da técnica de mobilização pósterio-anterior, clinicamente não há um método alternativo real que o fisioterapeuta possa utilizar como base de conduta terapêutica. Assim, a técnica por pressão pósterio-anterior passa a ser uma medida clínica útil em pacientes com disfunções da coluna vertebral lombar. No entanto, para torná-la válida cientificamente, parâmetros quantitativos devem ser estabelecidos.

As propriedades biomecânicas da coluna vertebral, quando sujeita à força de mobilização pósterio-anterior, têm sido caracterizadas por uma típica relação força **versus** deslocamento. De forma quase invariável, a coluna apresenta um comportamento não linear característico, determinado pelas propriedades viscoelásticas dos tecidos moles integrados à coluna vertebral (LEE; EVANS; 1994), conforme mostra a Figura 7 abaixo.

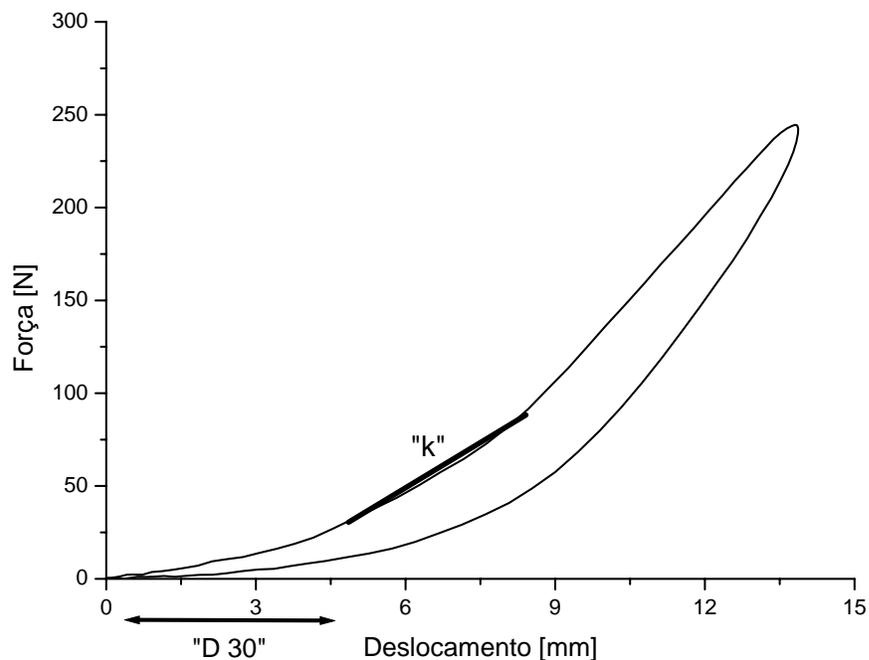


Figura 7- Curva força **versus** deslocamento com comportamento característico da coluna lombar quando submetida à aplicação de uma força de mobilização pósterio-anterior no processo espinhoso de uma vértebra.

White e Panjabi (1990) reportaram que o comportamento da curva, apresentado acima, pode ser considerado uma resposta mecânica conjunta de todo segmento intervertebral de movimento, ou seja, uma ação combinada do disco intervertebral, dos ligamentos vertebrais, da cápsula articular, da orientação das superfícies articulares das articulações facetárias e dos músculos inter e para-vertebrais.

Para caracterizar a resposta mecânica da coluna lombar sujeita à força de mobilização pósterio-anterior, tipicamente duas medidas derivadas da curva força **versus** deslocamento têm sido utilizadas (Figura 7). A primeira medida, utilizada como parâmetro de rigidez intersegmentar vertebral, corresponde a um coeficiente de rigidez (K), que é representado pela inclinação de uma reta “aproximada” em parte da região “linear” da curva. Usualmente, essa reta é “aproximada” para valores situados entre 30 e 90 N (Newtons) ou para valores próximos dessa faixa. A segunda medida, denominada “D 30”, caracteriza a região não linear inicial da curva. É representada pela deformação, em milímetros, que ocorre quando a coluna lombar está exposta a uma carga de 0,5 a 30 N (NICHOLSON et al., 2001).

Considerando que a rigidez intervertebral é mensurada numa região “linear” restrita da curva, subestimando-se o efeito das cargas no espectro acima de 100 N (LATIMER et al., 1998). Adicionalmente, que tal abordagem metodológica desconsidera também a fase de descarregamento da curva (NICHOLSON et al., 2001) e, ainda, que a média do pico de força aplicada por fisioterapeutas na avaliação do movimento segmentar intervertebral lombar varia de 178 a 347 N (SIMMONDS et al., 1995; HARMS; BADER, 1997), a utilização destas medidas como indicadores de rigidez pode não ser a mais adequada e, portanto, outros parâmetros extraídos da curva força **versus** deslocamento devem ser investigados, uma vez que estes, previamente descritos, podem conduzir a interpretações equivocadas.

Apesar da escassez de dados quantitativos em relação aos procedimentos habitualmente utilizados por fisioterapeutas no campo da terapia manipulativa, a literatura relata o desenvolvimento de alguns métodos, que incluem modelos mecânicos e dispositivos eletromecânicos, destinados a esta análise.

2.5 INSTRUMENTAÇÃO APLICADA EM TÉCNICAS DE MOBILIZAÇÃO E MANIPULAÇÃO VERTEBRAL

As técnicas de mobilização e manipulação vertebral, incluindo a mobilização pósterio-anterior da coluna lombar, consistem em procedimentos clínicos que, usualmente, submetem o aparelho músculo-esquelético humano à aplicação de forças externas. Com o intuito de se obter mensurações objetivas de tais procedimentos, alguns métodos foram desenvolvidos.

Tipicamente, os diferentes métodos monitoram, de forma objetiva e quantitativa, o desempenho de terapeutas enquanto estes desenvolvem técnicas de terapia manipulativa. Na maioria dos estudos, as medidas são obtidas diretamente no terapeuta, no paciente ou local no qual este se encontra ou ainda na interface terapeuta paciente, e, fundamentalmente, dois parâmetros são controlados: a magnitude da força aplicada e a amplitude do deslocamento vertebral (CHESTER; WATSON, 2000).

No que diz respeito à técnica de mobilização pósterio-anterior, o método pioneiro de análise ocorreu por mensuração direta, por meio de um transdutor capacitivo de pressão interposto entre a mão do terapeuta e o ponto de contato do processo espinhoso da vértebra sobre a qual a força de mobilização é aplicada. Tal aparato foi desenvolvido e utilizado para investigar a consistência com que fisioterapeutas aplicam a força de mobilização pósterio-anterior na coluna lombar de sujeitos assintomáticos e em pacientes com lombalgia, e, adicionalmente, para terapeutas, como ferramenta para treinamento da habilidade manual (JULL; GIBSON, 1986).

Alguns métodos indiretos de análise também foram propostos. Watson et al (1989) conduziram um experimento que investigou a possibilidade do uso de marcadores reflexivos acoplados à mão do terapeuta para mensuração do movimento intervertebral durante a aplicação da técnica de mobilização pósterio-anterior na coluna lombar. Este método apresenta a vantagem de fornecer um **feedback** ao terapeuta em tempo real. No entanto, o movimento que é reproduzido e gravado no sistema de mensuração corresponde ao movimento realizado pela mão do terapeuta e, portanto, não

necessariamente representa o movimento ocorrido na coluna vertebral do sujeito em análise.

Destaca-se ainda o desenvolvimento e aplicação de modelos mecânicos, instrumentados com transdutores de deslocamento e força, para medições do movimento intervertebral. Porém, tem se questionado o emprego deste método, uma vez que estes dispositivos não simulam totalmente as propriedades viscoelásticas do tecido biológico e, dessa maneira, a aplicação da técnica de mobilização vertebral em tais aparatos demonstra baixa similaridade se comparada quando aplicada na coluna vertebral humana (SIMMONDS et al., 1995).

A análise do movimento vertebral durante a mobilização pósterio-anterior, raramente, também tem sido feita por medidas diretas obtidas por meio de imagens radiológicas. Há alguns relatos que demonstram uma combinação complexa de movimentos, não somente na vértebra sujeita à força de mobilização, como também nos níveis vertebrais adjacentes superiores e inferiores. Entretanto, considerando os aspectos éticos relativos aos efeitos da exposição à radiação ionizante, poucos dados estão disponíveis na literatura (LEE; EVANS, 1997).

Mais um método valoroso na mensuração das forças atuantes na coluna lombar durante as técnicas de terapia manipulativa consiste no uso de plataformas de força adaptadas em macas especiais e de aparatos eletromecânicos que simulam a aplicação das técnicas manipulativas. A aplicabilidade destes métodos de mensuração tem apresentado precisão aceitável com alta confiabilidade e tais aparatos têm a vantagem de controlar algumas outras variáveis, além da força e do deslocamento, que podem afetar as medições. Estes têm possibilitado a análise de uma série de aspectos inerentes à habilidade do terapeuta ao desenvolver a técnica de mobilização pósterio-anterior, além de permitir medições de parâmetros biomecânicos da coluna vertebral, inclusive parâmetros de rigidez intervertebral (CHIRADEJNANT et al., 2001; BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 1997; LATIMER et al., 1996 (1); LATIMER et al., 1996 (3); HARMS et al., 1995; LEE; SVENSSON; 1990).

Enfim, considerando que a avaliação da rigidez pósterio-anterior da coluna lombar, na prática clínica, é habitualmente utilizada como critério diagnóstico em pacientes com lombalgia e, a despeito de um notório e significativo desenvolvimento científico do assunto nos últimos anos, aspectos relevantes ainda necessitam de evidências mais consistentes, pois, metodologicamente, alguns pontos importantes não foram abordados ou explorados. Dessa maneira, o presente esforço busca o desenvolvimento de um dispositivo eletromecânico destinado à análise **in vivo** da rigidez pósterio-anterior da coluna lombar.

3 METODOLOGIA

3.1 COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

Previamente ao início da coleta dos dados experimentais o projeto de pesquisa foi encaminhado e submetido à apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade de Taubaté (UNITAU) e conforme demonstra o ANEXO A foi considerado aprovado. Adicionalmente, todos os sujeitos voluntários selecionados para amostra, após receberem um completo esclarecimento acerca dos objetivos e procedimentos experimentais a serem adotados, assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido conforme apresenta o APÊNDICE A.

3.2 DELINEAMENTO DE PESQUISA E COMPOSIÇÃO DA AMOSTRA

O delineamento de pesquisa da investigação em questão caracteriza-se por um estudo experimental descritivo não controlado com amostragem aleatória sistemática. A amostra foi constituída por 10 sujeitos saudáveis, do sexo masculino, com características quanto à idade (anos), massa (kg) e estatura (cm) descritas na Tabela 1.

Como critério de exclusão foi determinado que os sujeitos da amostra não deveriam apresentar história de dor lombar nos últimos seis meses antecedentes à coleta de dados ou qualquer contra-indicação ou precaução à mobilização vertebral, como osteoporose, tumores, espondilolistese, hérnia de disco, entre outras, e também não foram incluídos sujeitos com história prévia de cirurgia na coluna vertebral, mesmo que assintomáticos.

Tabela 1- Características dos sujeitos da amostra (n=10) quanto à idade (anos), massa (Kg) e estatura (cm).

SUJEITOS	IDADE (anos)	MASSA (Kg)	ALTURA (cm)
1	25	67	170
2	20	73	175
3	26	70	178
4	25	75	170
5	30	75	180
6	30	78	174
7	19	75	172
8	22	62	169
9	24	90	185
10	19	80	190
Média	24,0	74,5	176,3
Desvio padrão	4,1	7,6	7,0

3.3 MATERIAL

3.3.1 Instrumento de medida

Para análise **in vivo** da rigidez segmentar intervertebral foi projetado e desenvolvido um dispositivo eletromecânico capaz de simular a mobilização pósterio-anterior na coluna lombar. Tal aparato permite que sejam monitoradas a intensidade, direção e velocidade da força aplicada. Adicionalmente, a mensuração da amplitude do deslocamento resultante na vértebra sujeita à força de mobilização (vértebra “alvo”) e nos níveis vertebrais adjacentes superior e inferior.

O dispositivo desenvolvido, representado esquematicamente na Figura 8, compõe-se essencialmente de um suporte de sustentação com dois graus de liberdade (x, y) para conduzir o ponto de aplicação da força ao processo espinhoso nas direções horizontal (x) e vertical (y).

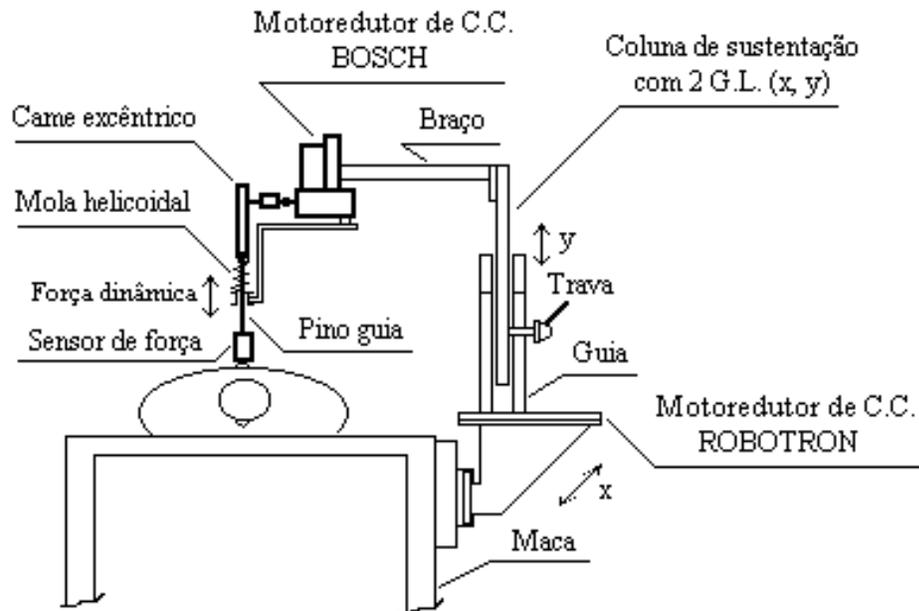


Figura 8- Representação esquemática do dispositivo desenvolvido para medição **in vivo** da rigidez pósterio-anterior da coluna lombar.

A condução do ponto de aplicação da força na direção horizontal ocorre pelo acionamento de um motorreductor de corrente contínua (CC) da marca **ROBOTRON** acoplado a um fuso com guia de esferas circulante, fixo na estrutura da maca. O curso desse sistema possui, aproximadamente, 1,0 m, facilitando a adequação da variação do ponto de aplicação da força nos diferentes níveis vertebrais e para as diferentes estaturas dos sujeitos analisados. Na direção vertical, o movimento de condução do ponto de aplicação da força ocorre após a condução na direção horizontal. Tal ajuste é realizado manualmente pelo destravamento da coluna de sustentação da guia por meio de uma alavanca.

Após a etapa de posicionamento é aplicada uma força dinâmica na direção vertical sobre o processo espinhoso da vértebra “alvo”. A ação desta força é conduzida pelo movimento do came excêntrico-pino guia acoplado a outro motorreductor de CC, da marca **BOSCH**, fixo no braço da coluna de sustentação, sendo que, a frequência de acionamento é controlada pelo ajuste da corrente elétrica do motor.

Nas extremidades do pino guia foram instalados um sensor de força e uma mola helicoidal. Com a força restauradora da mola o pino guia sempre mantém contato com o came, de forma que garante o deslocamento imposto pelo mesmo. Por meio deste mecanismo, o pino guia em contato com a pele do sujeito acima do processo espinhoso de uma vértebra provoca um movimento oscilatório (para cima e para baixo) da coluna lombar do sujeito em análise.

Para mensuração da força aplicada foram utilizados extensômetros instalados em um sensor de força descrito na seção 3.3.2, e para as medidas de deslocamento foram utilizados potenciômetros lineares de alta precisão com suas características descritas na seção 3.3.3.

O sistema foi projetado para que enquanto a força aplicada no processo espinhoso de uma vértebra fosse mensurada pelo sensor de força, simultaneamente, permitisse a medida da amplitude do deslocamento resultante na vértebra “alvo” (potenciômetro 2) e nos níveis vertebrais acima (potenciômetro 1) e abaixo (potenciômetro 3) do ponto de aplicação da força, conforme ilustrado na Figura 9 abaixo.

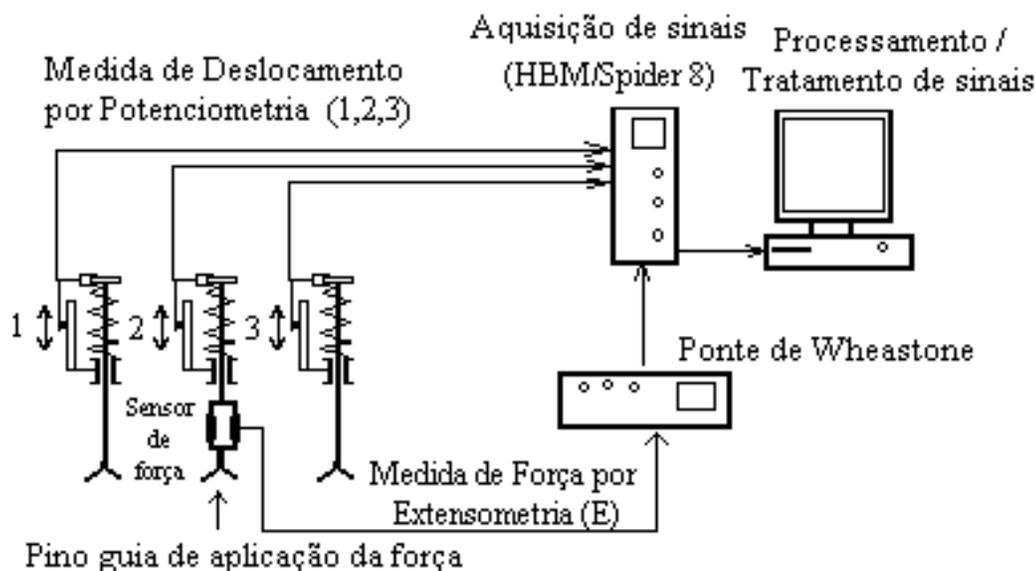


Figura 9- Instrumentação para medição de força e deslocamento.

Como observado no esquema anterior, o sensor de força foi conectado ao potenciômetro central (2) para que, assim, a intensidade da força aplicada fosse mensurada em função de um deslocamento vertebral monitorado. Os deslocamentos do pino guia foram controlados pelo came excêntrico com curso de 13,5 mm de deslocamento. Dessa maneira, o sinal captado no sensor de força corresponde à magnitude de força necessária para provocar um deslocamento pósterio-anterior, de 13,5 mm de amplitude, da pele acima do processo espinhoso da vértebra na qual a força é aplicada (vértebra “alvo”). Necessariamente, o potenciômetro central (2) deve registrar, em todas as coletas de dados, um valor nesta ordem de grandeza, enquanto, os registros dos potenciômetros das vértebras superior (1) e inferior (3) à vértebra “alvo”, correspondem, também, ao deslocamento da pele ocorrido nestes níveis.

A definição do curso de deslocamento do came se justifica com referência à amplitude de movimento encontrada durante a avaliação da rigidez pósterio-anterior da coluna lombar **in vivo**, reportada em alguns estudos (LEE; EVANS, 1997; LEE; SVENSSON, 1993; LEE; EVANS, 1992).

Ainda ilustrado, na Figura 9, a aquisição dos sinais de força obtida por extensometria (E), foi ligada na forma de ponte completa e os dados são transferidos a um Condicionador de Sinais da marca **HBM**, modelo **Spider 8**, para amplificação e digitalização. Enquanto, os sinais de deslocamento obtidos por potenciometria (1,2,3) são amplificados e digitalizados diretamente por este mesmo Condicionador de Sinais. Enfim, todos os sinais obtidos em coleta são então transmitidos ao computador por meio do programa **HBM Catman 3.1** para tratamento e análise dos dados.

3.3.2 Descrição e calibração do sensor de força

3.3.2.1 Descrição

O sensor de força foi confeccionado em aço e apresenta formato retangular com furo passante formando um anel retangular com dimensões apresentadas na Figura 10 abaixo. Nas paredes delgadas de 1,5 mm de espessura foram instalados quatro extensômetros, de forma que, dois extensômetros foram colocados nas paredes externas e outros dois afixados nas paredes internas. Uma rosca passante com dimensão M3 e um furo passante de 3,2 mm de diâmetro foram utilizados, respectivamente, para fixação do pino guia (Figura 11) para transmissão de força e, para fixação da ponta de contato (Figura 12) para aplicação da força.

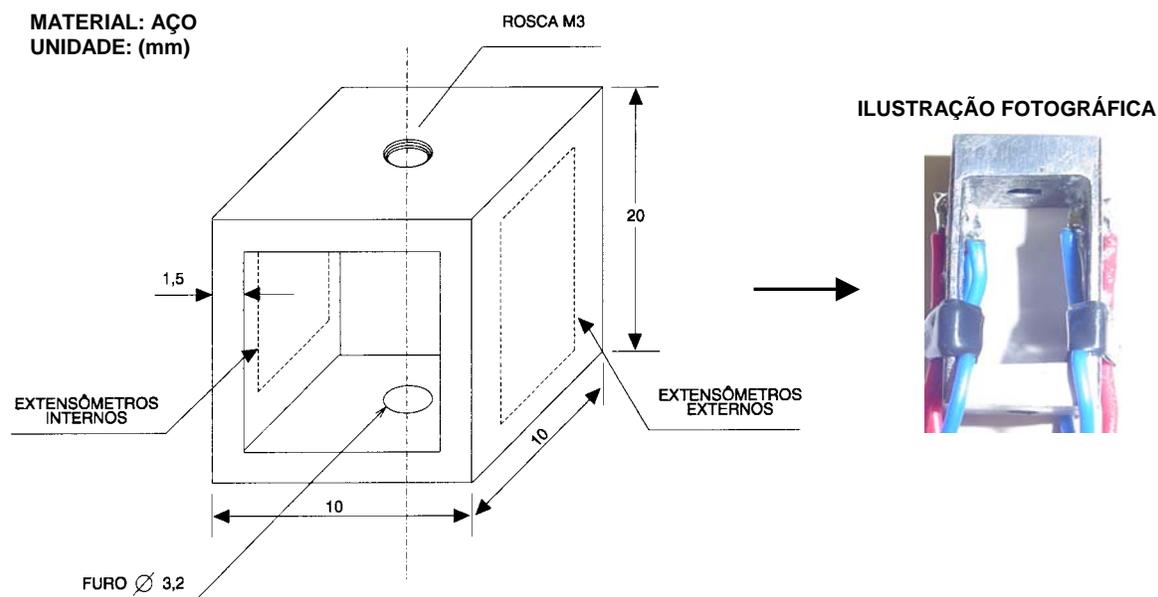


Figura 10- Representação esquemática com especificações do sensor de força e ilustração fotográfica.

Foram utilizados extensômetros da marca **KYOWA** com resistência de 120 Ω , fator de ganho (**Gage Factor**) $GF=2.1$, montados na forma de ponte completa para detectar cargas de compressão nas paredes internas e cargas de tração nas paredes externas do sensor de força.

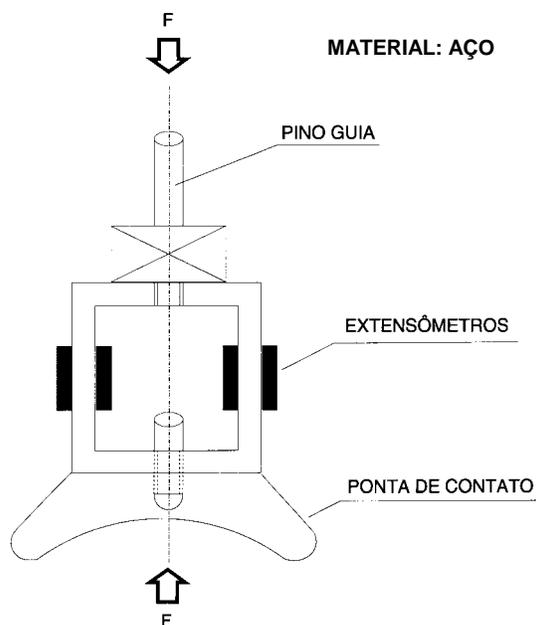


Figura 11- Representação esquemática: pino guia.

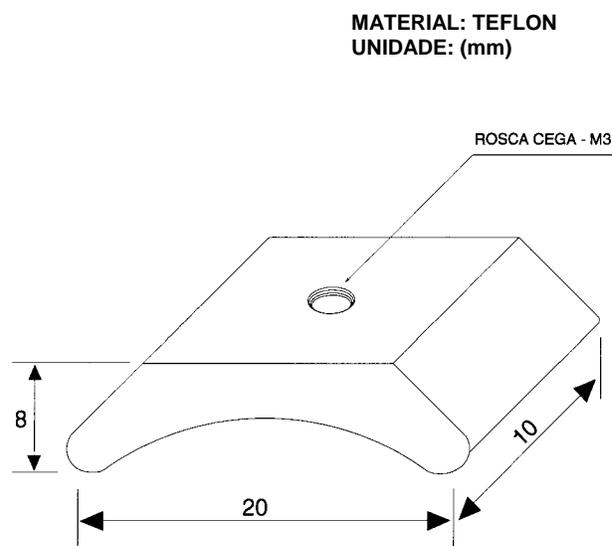


Figura 12- Representação esquemática: ponta de contato.

Como previamente descrito, o pino guia, acoplado ao motoredutor controlador da força, transmite a força gerada pelo motor à ponta de contato, pela qual a força é então aplicada na coluna do sujeito em análise. Conforme indicado na Figura 11, o dispositivo foi projetado para aplicar a força verticalmente e a ponta de contato foi confeccionada em teflon, de forma a não permitir deformação significativa deste componente, o que implicaria na alteração das medidas de rigidez obtidas. A confecção de tal componente foi baseada na literatura que sugere como forma mais apropriada à utilização de um componente de contato rígido para aplicação da força em protocolos de análise da rigidez pósterio-anterior da coluna vertebral (MAHER et al., 1999).

3.3.2.2 Calibração

Para calibração do sensor de força o mesmo foi fixado na base de uma Bancada Universal de Resistência de Material e conectado a uma célula de carga previamente calibrada na faixa de 0 a 500 N conforme ilustrado na Figura 13 abaixo.

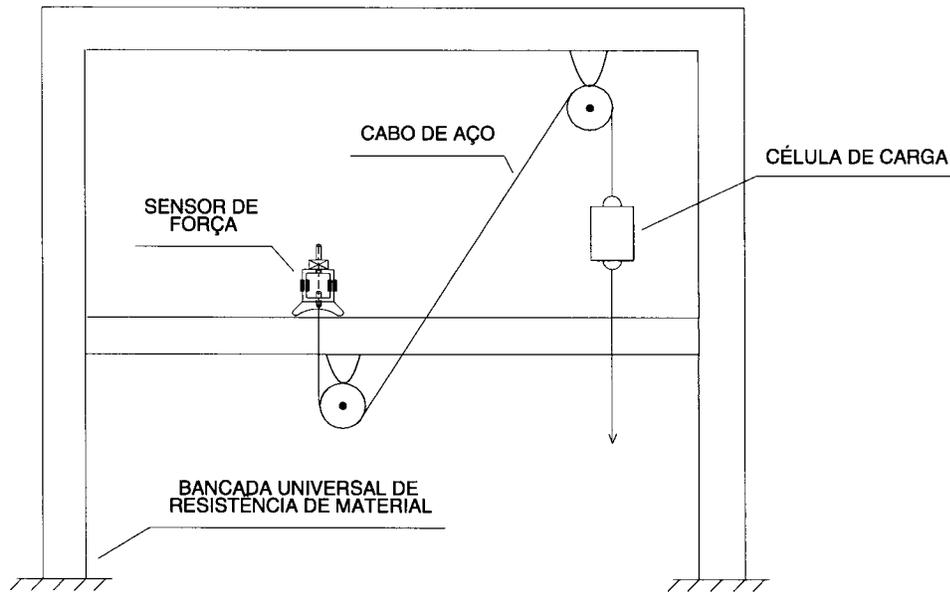


Figura 13- Representação esquemática do sensor de força fixado à Bancada Universal de Resistência de Material e conectado à célula de carga para calibração.

O processo de calibração do sensor de força foi realizado, estaticamente, na faixa de carga de 50 a 300 N com intervalo de 50 N. Durante o procedimento em questão, as deformações nas paredes do sensor produzidas pelas cargas aplicadas, são detectadas pelas variações elétricas do circuito em ponte formado pelos extensômetros, e então medidas em “mV” pela célula de carga. Para registrar e armazenar cada evento do processo de calibração, os sinais dos extensômetros do sensor de força, ligados na forma de ponte completa, e também os sinais da célula de carga foram transmitidos ao Condicionador (**HBM/Spider 8**) para amplificação e digitalização, e sequencialmente transferidos ao computador, como ilustra o esquema na Figura 14.

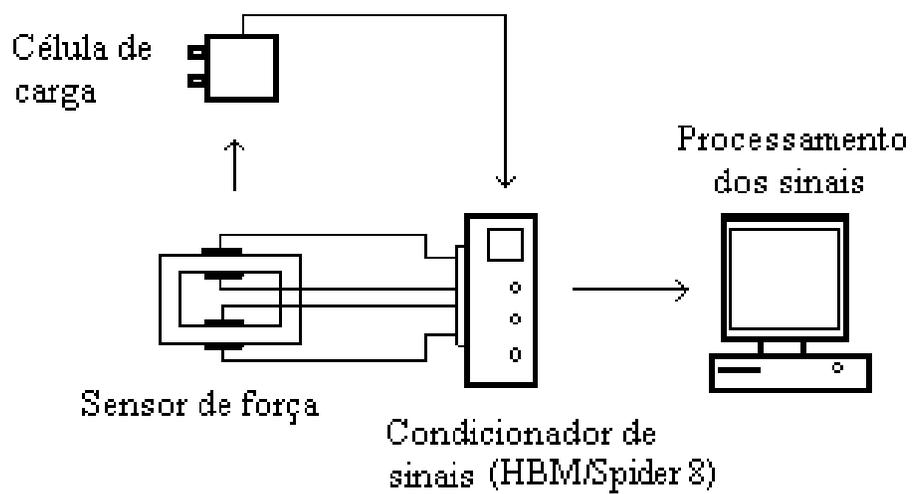


Figura 14- Instrumentação para calibração do sensor de força.

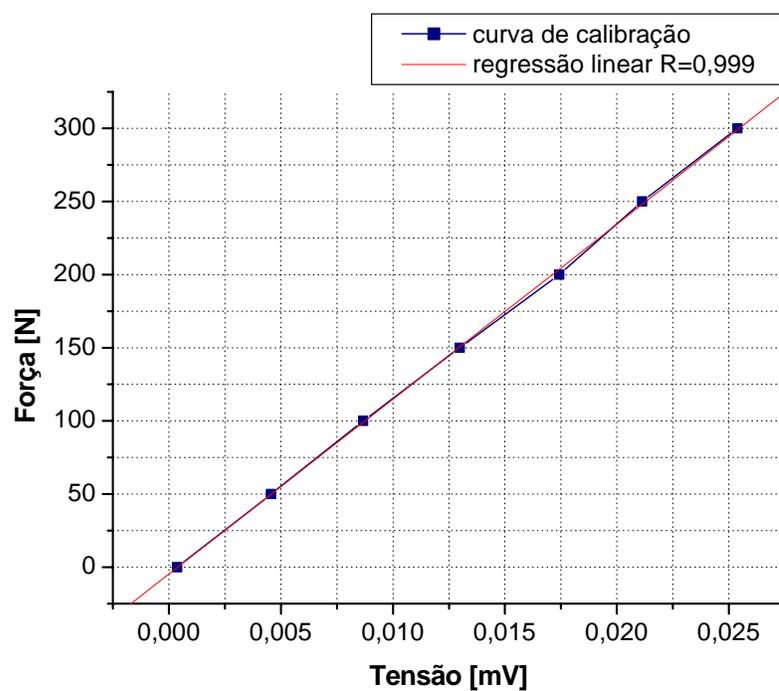


Figura 15- Curva de calibração do sensor de força.

No que tange ao resultado do processo de calibração, conforme é mostrado na Figura 15, pode-se notar na curva de calibração obtida a linearidade na sensibilidade do sensor de força que foi projetado e desenvolvido para o presente experimento (tangente da curva = mV/N).

3.3.3 Descrição e calibração do sensor de deslocamento

3.3.3.1 Descrição

Para aferição do deslocamento vertebral foram utilizados potenciômetros lineares de alta precisão da fabricante **ALPS**. Os sensores utilizados (Figura16) apresentam resistência de 10 K Ω , linearidade de $\pm 0.5\%$ e permitem uma amplitude de deslocamento de 22 mm.



Figura 16- Sensor de deslocamento (Potenciômetro linear).

3.3.3.2 Calibração

A curva de calibração do sensor de deslocamento foi obtida utilizando um micrômetro digital da marca **MITUTOYO** com precisão de 0,001 mm e que permite deslocamento na faixa de 0 – 25 mm. O processo de calibração foi realizado na faixa de 0 a 10 mm com intervalo de 1 mm de deslocamento, com o sensor de deslocamento fixado a uma peça acrílica e ajustado ao micrômetro conforme ilustrado na Figura 17 a seguir.



Figura 17- Sensor de deslocamento ajustado ao micrômetro digital para calibração.

Para monitorar e registrar os eventos do processo de calibração do sensor de deslocamento, produzidos em função do deslocamento do pino do sensor pelo micrômetro, o potenciômetro foi conectado ao Condicionador de Sinais (**HBM/Spider 8**) e após a aquisição dos dados, estes são então transferidos ao computador para análise, conforme ilustrado na Figura 18.

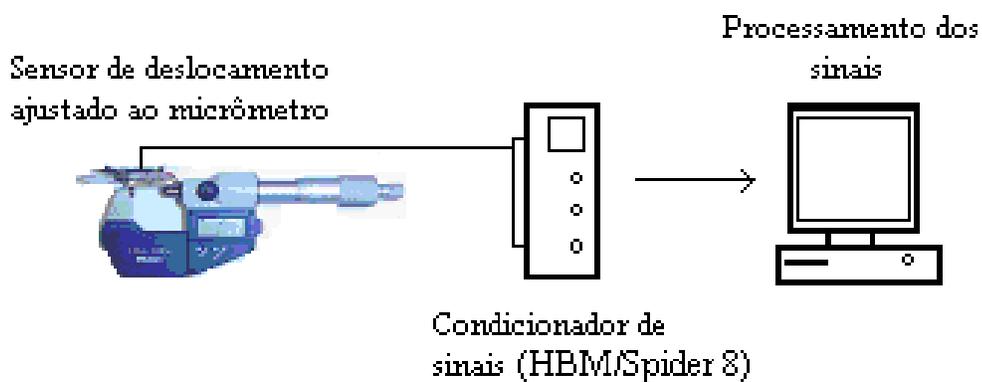


Figura 18- Instrumentação para calibração do sensor de deslocamento.

Quanto ao resultado do processo de calibração, conforme é mostrado na Figura 19, na qual observa-se o deslocamento medido pelo micrômetro e a tensão elétrica verificada pelo sensor, pode-se notar na curva de calibração obtida a linearidade do sensor de deslocamento utilizado na presente pesquisa (tangente da curva = mV/mm).

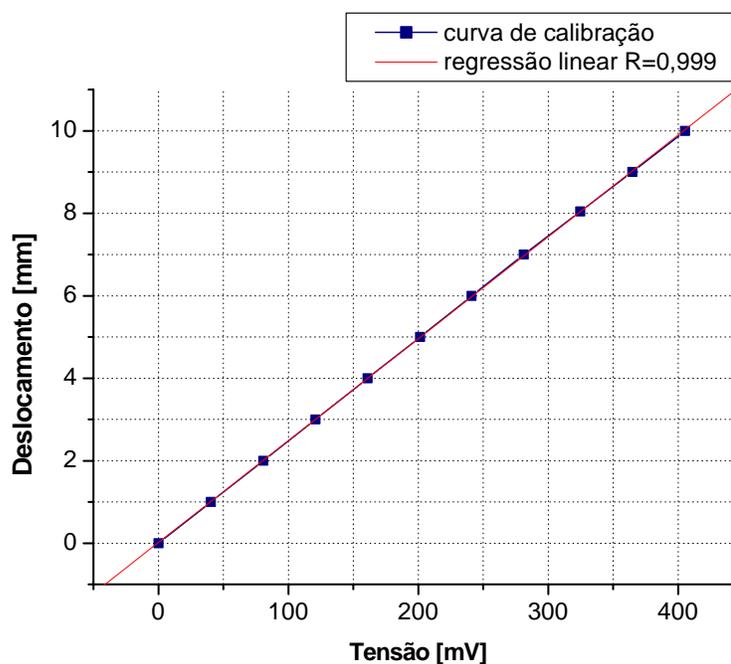


Figura 19- Curva de calibração do sensor de deslocamento.

3.4 MÉTODO

3.4.1 Procedimento experimental

Previamente ao protocolo experimental, que visa a medição **in vivo** da rigidez pósterio-anterior da coluna lombar, cada sujeito da amostra foi submetido a um raio x (RX) digital com o intuito de se determinar o ângulo de inclinação vertebral em todos os níveis lombares. Tal procedimento foi realizado em função da possível influência que a orientação vertebral no plano sagital pode ocasionar no parâmetro que se pretende medir.

O sujeito para o exame radiológico foi posicionado em decúbito ventral e, deste modo, foi obtida uma imagem de perfil da coluna lombar. Com as imagens disponíveis, por meio de um **software** do próprio aparelho de RX, foram então mensurados, para cada nível vertebral lombar (L1 a LV), o ângulo de inclinação vertebral, definido pelo ângulo formado entre uma reta ao longo do platô superior do corpo vertebral e uma horizontal (LEE, CHEN; 2000) conforme se pode observar na Figura 20 abaixo.

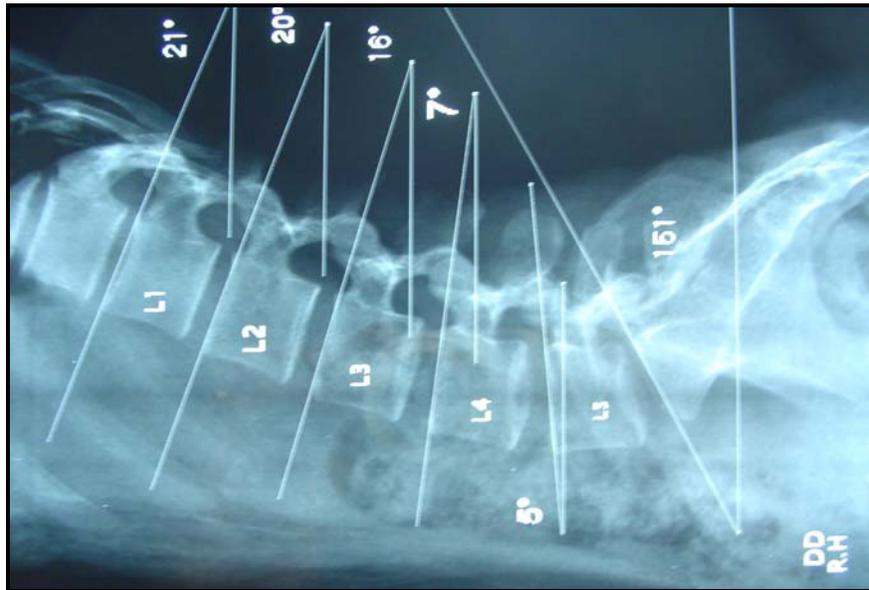


Figura 20- Exame radiológico para medição do ângulo de inclinação vertebral: ângulo formado entre uma reta ao longo do platô superior do corpo vertebral e uma horizontal.

3.4.1.1 Protocolo experimental para medição “in vivo” da rigidez pósterio-anterior da coluna lombar

Durante a coleta dos dados experimentais cada sujeito da amostra foi posicionado confortavelmente em decúbito ventral na maca do dispositivo desenvolvido. Inicialmente foi palpado e demarcado com marcadores adesivos cada um dos processos espinhosos da coluna lombar (L1 a LV) do sujeito em análise. A identificação da localização de cada nível vertebral lombar foi determinada pelo procedimento a seguir (TIXA, 2000):

- O examinador identifica com o bordo ântero-medial dos indicadores as cristas ilíacas direita e esquerda do sujeito em análise;
- O examinador traça com os polegares uma linha horizontal entre as duas cristas ilíacas;
- A linha horizontal traçada converge para o espaço interespinhoso LIV-LV;
- Se a linha horizontal entre as duas cristas ilíacas dirigir-se para um processo espinhoso, este é então identificado como o processo espinhoso de LIV;
- Assim que a localização de LIV tiver sido feita, basta encontrar o processo espinhoso da vértebra situada abaixo, para localização de LV;
- Enfim, para identificação de LIII, LII e LI basta seguir a partir de LIV, no sentido cranial, subseqüentemente para cada processo espinhoso.

A localização dos processos espinhosos das vértebras lombares foi confirmada por um segundo examinador fisioterapeuta, previamente ao protocolo de análise, em todos os sujeitos avaliados.

Após a demarcação dos processos espinhosos, inicia-se então a coleta dos dados experimentais, de tal forma que para todos os sujeitos da amostra, seqüencialmente, foram colhidos os dados enquanto se aplicava a força de mobilização em cada um dos níveis vertebrais lombares (LI a LV) com um intervalo de 15 minutos entre cada coleta de dados. Visto que, os tecidos retornam à sua condição pré-teste em menos de 5 minutos (SHIRLEY et al., 2002).

É importante lembrar que enquanto a força é aplicada e mensurada em um nível vertebral, por exemplo, LIII, são medidos, simultaneamente, os deslocamentos resultantes nas vértebras adjacentes superior e inferior, no caso a amplitude do deslocamento ocorrido em LII e LIV. E também, que o deslocamento medido na vértebra “alvo”, ou seja, LIII, é controlado por um came excêntrico com deslocamento máximo de 13,5 mm, e, por conseguinte, a amplitude do deslocamento que ocorre, na vértebra em que a força é aplicada, é invariavelmente nesta ordem de grandeza.

3.4.1.2 Ajuste do aparato ao sujeito em análise para medição da rigidez pósterio-anterior da coluna lombar

Conforme ilustrado na Figura 21 (a), inicialmente o sujeito em análise é posicionado em decúbito ventral, na maca do dispositivo, para demarcação dos processos espinhosos. Tal posicionamento foi orientado de forma que colocava o plano dos sensores do dispositivo alinhado ao plano sagital da coluna vertebral do sujeito em análise (Figura 21 (b)).

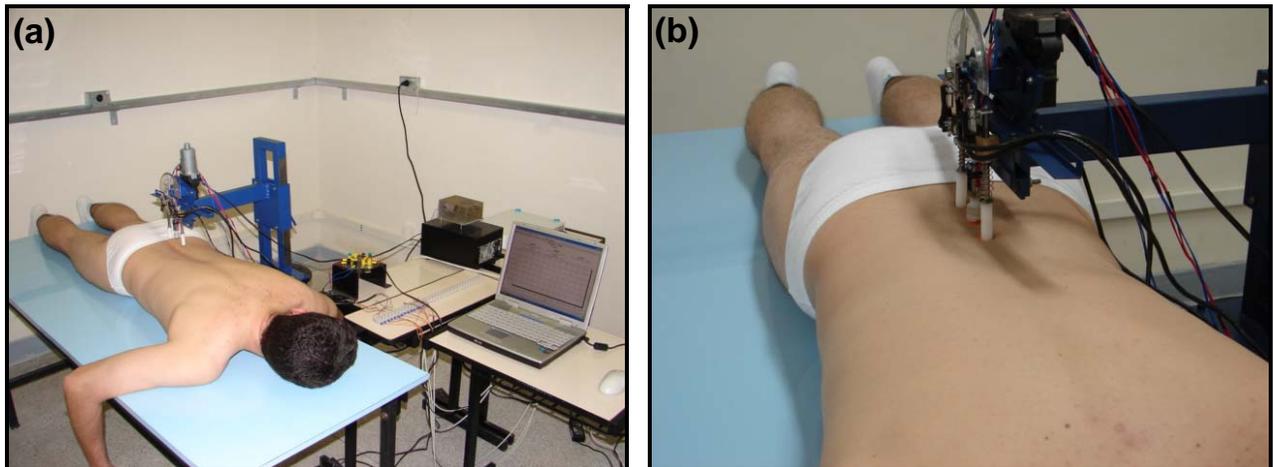


Figura 21- (a) Posicionamento em decúbito ventral do sujeito em análise na maca do dispositivo; (b) Alinhamento da coluna vertebral do sujeito em análise ao braço da coluna de sustentação do dispositivo.

Os ajustes prévios à coleta de dados, necessários para acomodação do aparato ao sujeito em análise, foram conduzidos e executados pelo examinador, de tal maneira que o sujeito que está sendo examinado é orientado a manter o posicionamento inicial até o final do procedimento experimental.

Com o sujeito já posicionado, o braço da coluna de sustentação do dispositivo é então conduzido na coluna lombar do sujeito em análise, de modo a direcionar o pino guia à vértebra “alvo” e assim determinar o ponto de contato para aplicação da força. Neste

momento, também são ajustados e definidos, por meio do deslocamento lateral dos pinos de contato adjacentes, os pontos de contato nas vértebras superior e inferior, em função da amplitude da distância entre os processos espinhosos contíguos à vértebra “alvo” em questão.

Antes de se estabelecer o contato do dispositivo com a coluna vertebral do sujeito em análise, com o braço da coluna de sustentação do dispositivo ainda suspenso, o pino guia de aplicação da força é movido no sentido superior, de tal forma que as pontas de contato dos pinos adjacentes superior e inferior fiquem mais rebaixadas que o pino guia central, conforme ilustrado na Figura 22. Este procedimento é necessário para que os pinos adjacentes não percam o contato com os processos espinhosos durante o ciclo de movimento do ensaio.

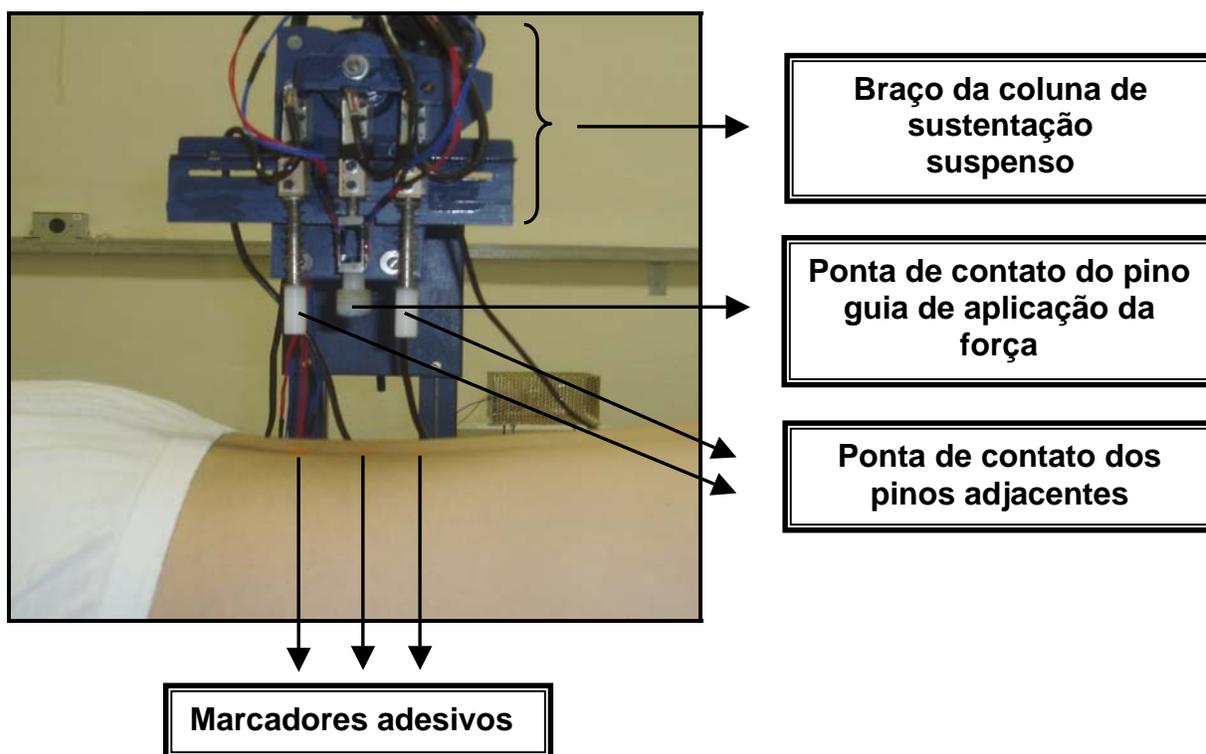


Figura 22- Ajuste do dispositivo ao sujeito em análise: braço da coluna de sustentação suspenso com o pino guia de aplicação da força posicionado superiormente em relação aos pinos adjacentes.

Sequencialmente, o braço da coluna de sustentação é então movido para baixo, trazendo o pino guia à vértebra “alvo” pré-demarcada. Ocorre que, quando o braço de sustentação é movido inferiormente, o contato inicial com a coluna do sujeito em análise se dá pelos pinos adjacentes (mais inferiores). Entretanto, a partir disso, estes pinos são movidos livremente no sentido superior até que seja estabelecido o contato com a ponta do pino guia de aplicação da força, conforme indicado na Figura 23 a seguir.

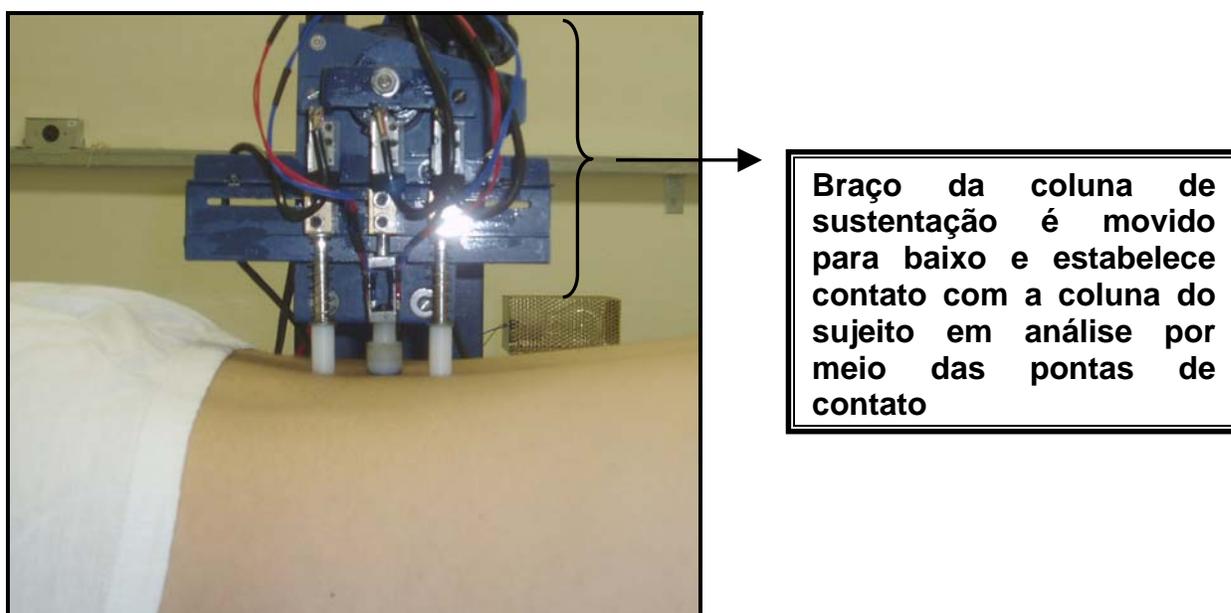


Figura 23- Ajuste do dispositivo ao sujeito em análise: braço da coluna de sustentação em contato com a coluna do sujeito em análise.

Enfim, estabelecido o contato do processo espinhoso da vértebra “alvo” com a ponta de contato do pino guia de aplicação da força, o sujeito em análise é orientado a fazer uma expiração normal completa e não respirar durante toda coleta de dados. Deste modo, o motor do dispositivo é então acionado, numa frequência aproximada de 1 Hz, e assim, são colhidos os dados de força e deslocamento para vértebra “alvo” e os dados de deslocamento para os níveis vertebrais superior e inferior ao ponto de aplicação da força.

Sistematicamente, todo procedimento de análise, desde o posicionamento do sujeito em decúbito ventral na maca do dispositivo até os ajustes finais, é repetido para cada coleta de dados, em cada nível vertebral pré-definido, em todos os sujeitos analisados.

3.5 COLETA DOS DADOS

Para coleta dos dados de força e deslocamento, foi utilizado um Condicionador de Sinais da marca **HBM**, modelo **Spider 8**, e sequencialmente, os sinais obtidos foram transmitidos ao computador para análise por meio do programa **HBM Catman 3.1**. Para cada coleta, o tempo de aquisição foi de 6 segundos, na qual, os dados foram adquiridos numa frequência de amostragem de 100 Hz, e durante a coleta, submetidos a um filtro **Butterworth** passa baixa de 10 Hz.

O registro básico inicial das medidas consiste em uma seqüência de valores representativos da quantidade de força (sensor de força) que foi exercida pelo pino guia para deslocar um nível vertebral a uma amplitude de deslocamento de 13,5 mm (potenciômetro 2), simultaneamente, associado ao registro dos valores do deslocamento ocorrido nos níveis vertebrais superior (potenciômetro 1) e inferior (potenciômetro 3) ao ponto de aplicação da força (vértebra “alvo”). Esse registro é apresentado em resposta ao tempo, na forma de um gráfico gerado por computador, conforme a Figura 24, e que representa os valores de força captados pelo sensor de força e os sinais de deslocamento obtidos pelos três potenciômetros em função do tempo.

Conforme também pode ser observado na Figura 24, o registro básico dos dados de força e deslocamento obtidos, é mostrado diretamente em suas unidades de grandeza que lhe são inerentes, pois, com os dados previamente coletados para as curvas de calibração dos sensores de força (APÊNDICE B) e deslocamento (APÊNDICE C) o Condicionador de Sinais utilizado, possibilita, que tais dados sejam nele gravados, para conversão automática das unidades de grandeza, uma vez que os sinais brutos oriundos dos potenciômetros (1,2 e 3) e do sensor de força (extensometria) são registrados em “mV”.

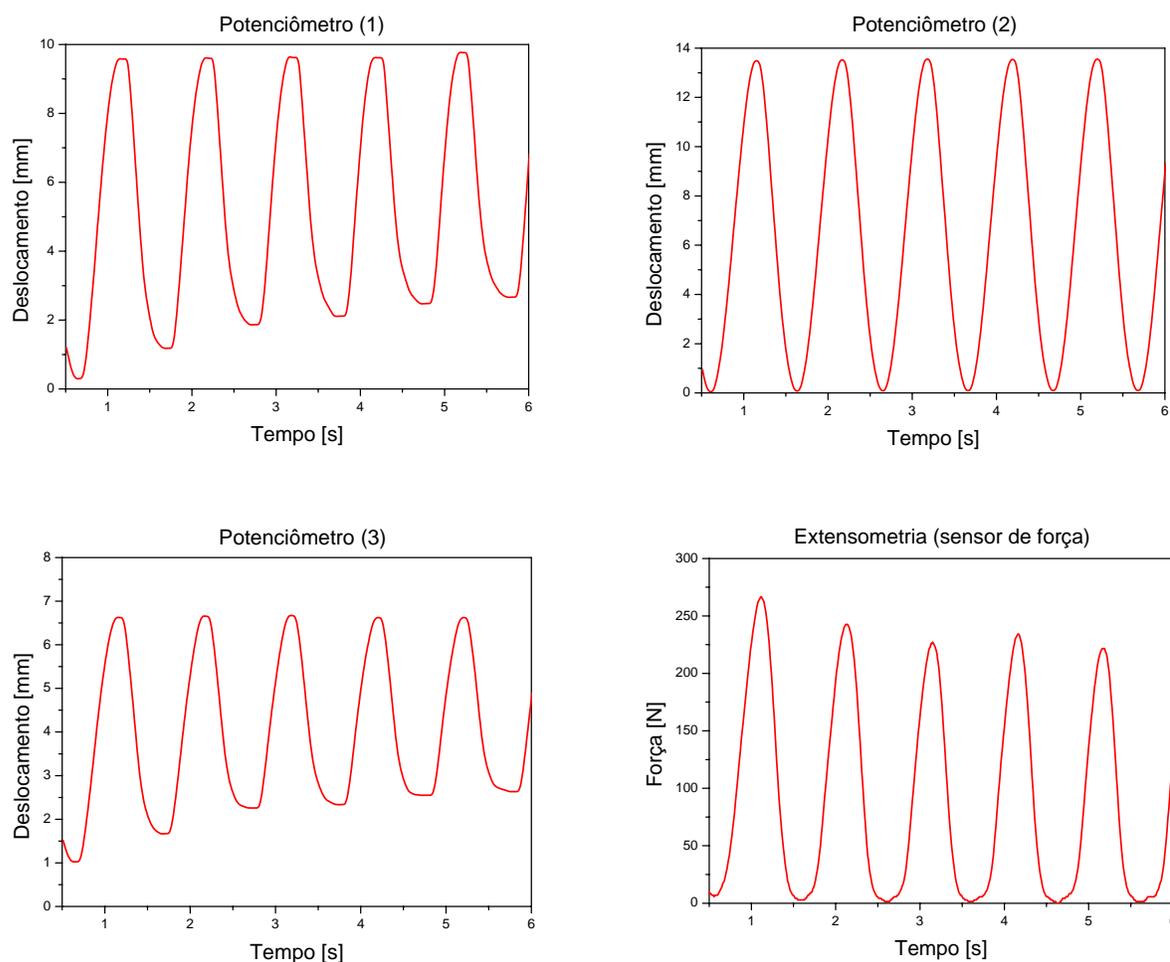


Figura 24- Registro básico dos sinais de deslocamento e força captados pelos três potenciômetros e pelo sensor de força (extensometria) para um sujeito para uma força mobilizadora aplicada em LIII.

3.6 TRATAMENTO MATEMÁTICO DOS DADOS

Em princípio, para o tratamento matemático dos dados foi utilizado o programa **BIÔNICA**, que consiste num **software** desenvolvido em ambiente **MAT LAB**. Para cada coleta de dados, a partir do registro inicial básico dos sinais de força e deslocamento, foram plotadas as curvas médias e calculados os coeficientes de variabilidade (CV) referentes aos 3^o, 4^o e 5^o ciclos, interpolados em função da duração do ciclo, conforme ilustrado a seguir na Figura 25.

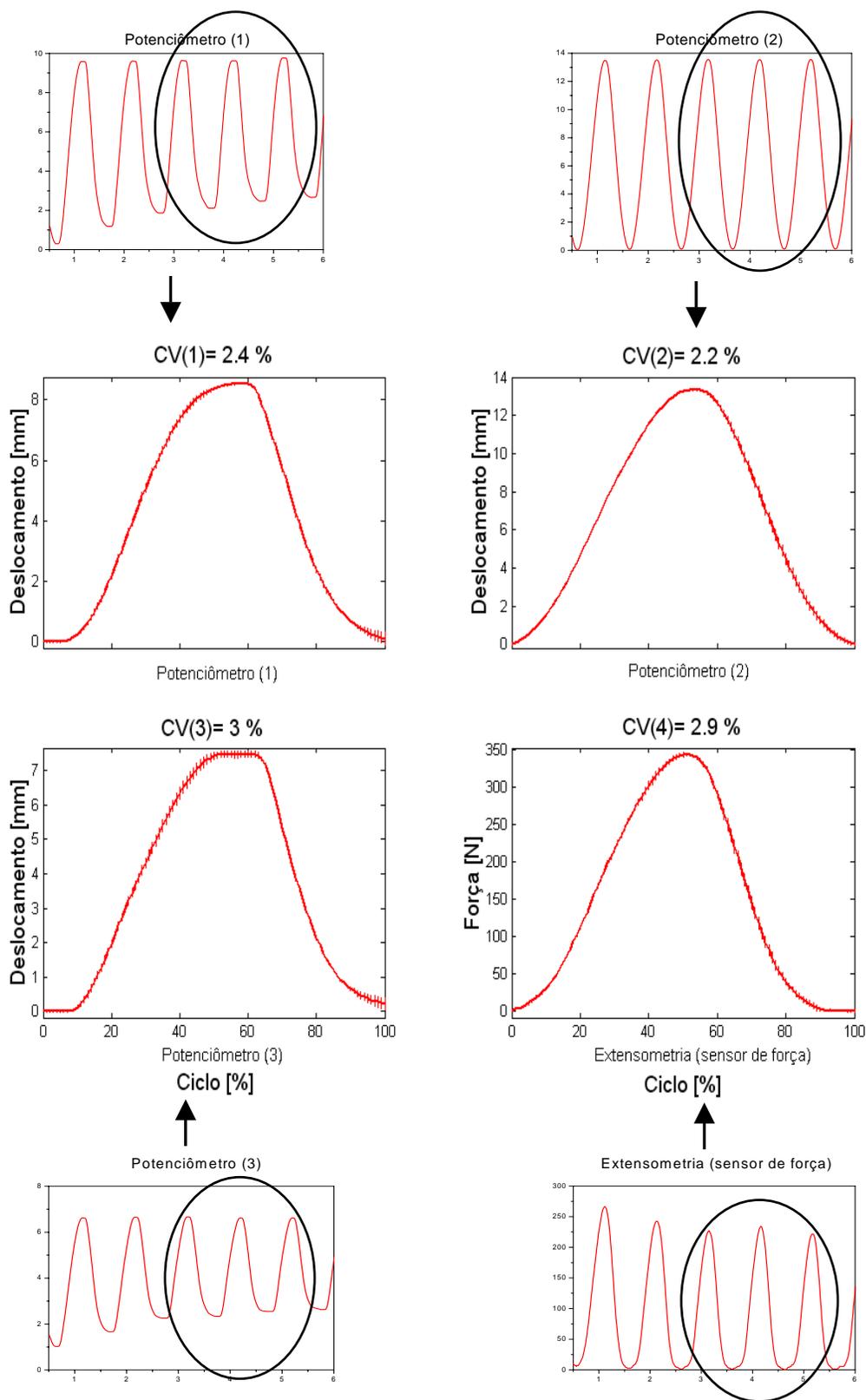


Figura 25- Interpolação dos 3º, 4º e 5º ciclos dos dados de força (extensometria) e deslocamento (potenciômetros 1, 2 e 3) a partir do registro inicial básico dos sinais.

Os 1° e 2° ciclos foram descartados, em decorrência de um comportamento desigual, que pode ser observado nas Figuras 24 e 25 e que também foi relatado por alguns autores (SHIRLEY et al., 2002). Estão disponíveis no APÊNDICE D os valores médios dos coeficientes de variabilidade para todos os dados obtidos.

Para as análises subsequentes foram utilizados uma rotina (APÊNDICE E) desenvolvida em **MAT LAB 6.1** e o programa **MICROCAL ORIGIN 6.0**.

Em seguida ao procedimento de interpolação das curvas, foi obtido um gráfico da relação inicial força **versus** deslocamento, para todos os níveis vertebrais lombares (LI, LII, LIII, LIV e LV) sujeitos à força de mobilização, para todos os indivíduos da amostra. Conforme a Figura 26, cada curva do gráfico representa para um nível vertebral específico a relação obtida entre os dados do sensor de força plotados contra os dados adquiridos pelo potenciômetro (2).

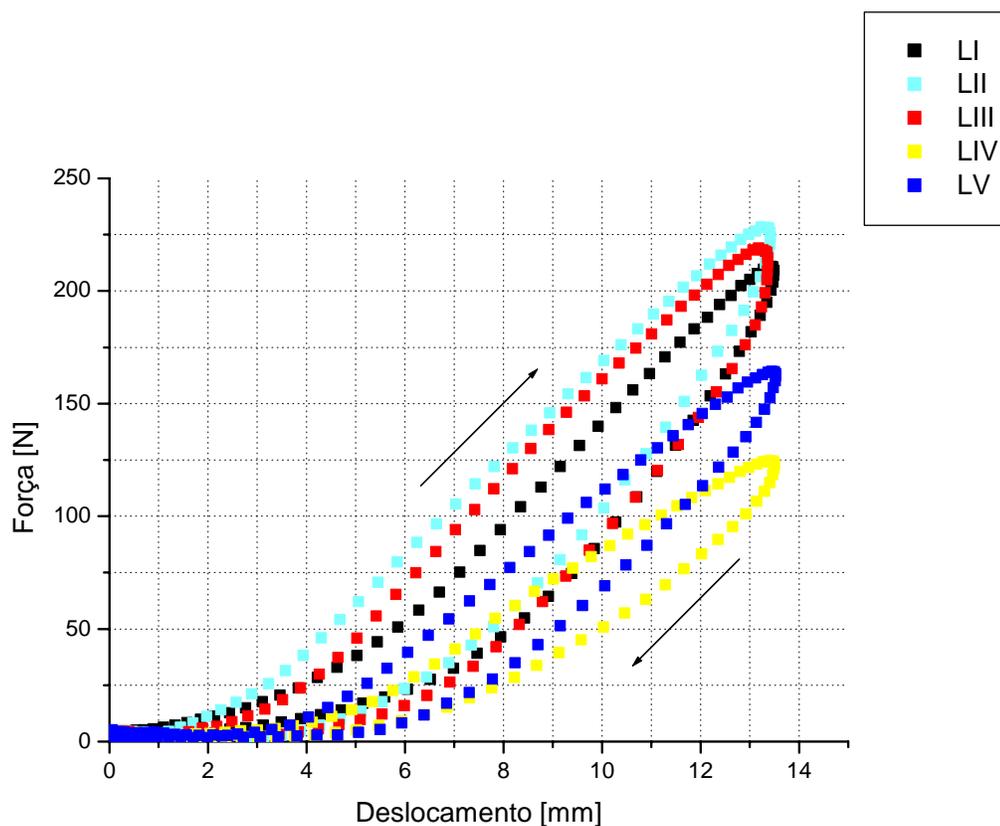


Figura 26- Relação inicial força **versus** deslocamento para todos os níveis vertebrais lombares sujeitos à força de mobilização (LI, LII, LIII, LIV e LV) para um sujeito da amostra.

Cada curva foi obtida a partir de um polinômio de interpolação de 3ª ordem (aproximação por série truncada) no carregamento e no descarregamento. É importante observar que, num ciclo de aplicação da força, os deslocamentos correspondentes apresentam valores diferentes para o carregamento e para o descarregamento, até atingir o pico de força e retornar em posição inicial. O comportamento de não linearidade também pode ser verificado e deve ser considerado na análise de rigidez (NICHOLSON et. al., 2001).

Por conseguinte, para melhor demonstrar a relação força **versus** deslocamento, foram obtidas as curvas de força média em função do deslocamento médio (curvas de tendência), conforme ilustrado abaixo na Figura 27.

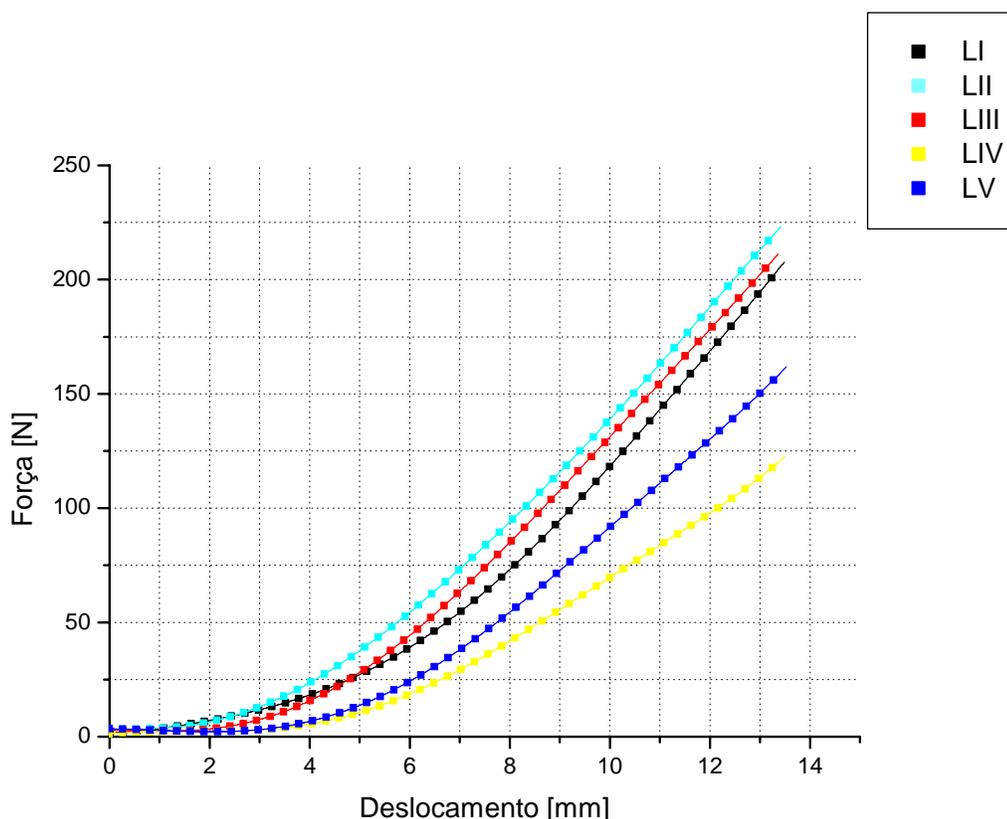


Figura 27- Curvas de força média em função do deslocamento médio (curvas de tendência) obtidas da relação inicial força **versus** deslocamento para todos os níveis vertebrais lombares sujeitos à força de mobilização (LI, LII, LIII, LIV e LV) para um sujeito da amostra.

Finalmente, com o propósito de se obter valores representativos da rigidez intervertebral, considerando o carregamento e o descarregamento das curvas nesta análise, a partir da derivação do polinômio de interpolação no carregamento e no descarregamento com relação ao deslocamento, foram plotadas então, as curvas médias rigidez-força, conforme apresenta a Figura 28.

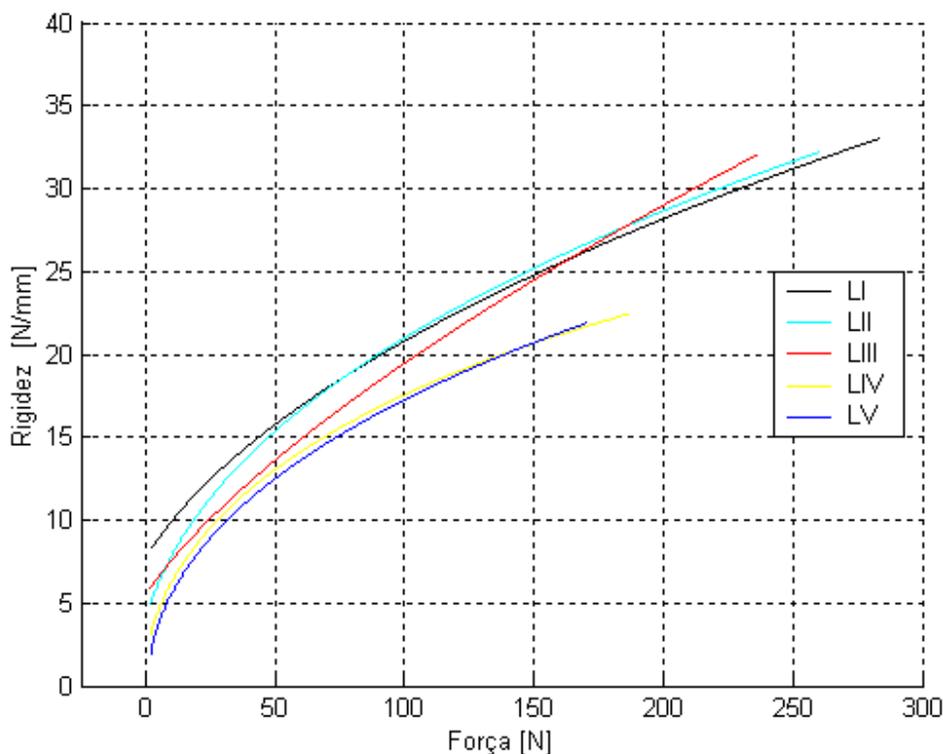


Figura 28- Curvas médias rigidez-força para todos os níveis vertebrais lombares sujeitos à força de mobilização (LI, LII, LIII, LIV e LV) para um sujeito da amostra.

3.6.1 Metodologia para análise da rigidez intervertebral na coluna lombar

Com a intenção de se determinar parâmetros adequados indicadores de rigidez, a partir das curvas médias rigidez-força, foram calculados os coeficientes de rigidez em função do grau de força aplicada (GFA).

Para isto, foram identificados os valores de rigidez, pontualmente, nos níveis de força correspondentes a 25%, 50% e 75% do pico de força, conforme demonstra a Figura 29 abaixo.

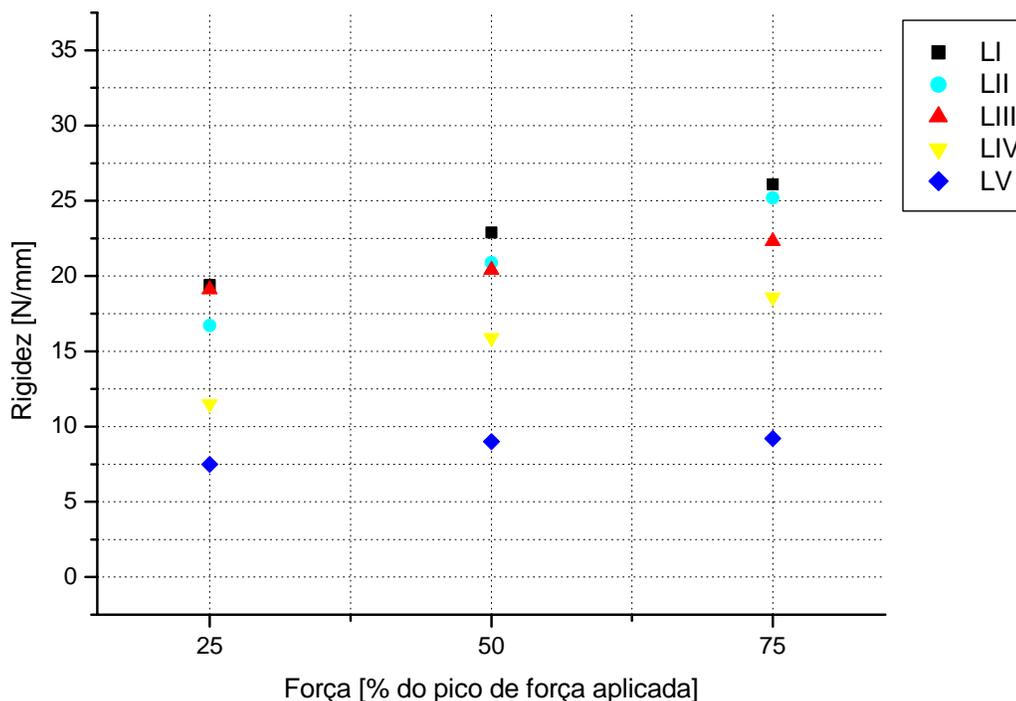


Figura 29- Coeficientes indicadores de rigidez em função do GFA, pontualmente identificados em 25%, 50% e 75% do pico de força para LI, LII, LIII, LIV e LV para um sujeito da amostra.

3.6.2 Metodologia para análise do deslocamento no segmento intervertebral de movimento na coluna lombar

A análise do comportamento dinâmico intervertebral, em termos de deslocamento relativo segmentar, foi realizada a partir do registro inicial básico dos dados, de forma que foram calculados os deslocamentos máximos ocorridos na vértebra “alvo” e nos níveis vertebrais superior e inferior a esta, para, assim, avaliar o efeito de deslocamento nos níveis vertebrais circunvizinhos à vértebra sujeita à força de mobilização.

Conforme a Figura 30, para melhor explicitar os resultados em termos de proporcionalidade ao deslocamento máximo ocorrido na vértebra “alvo” os dados foram relativizados, de tal modo, que no caso, um deslocamento de 13,5 mm de amplitude, corresponde a 1,0 (U.A.).

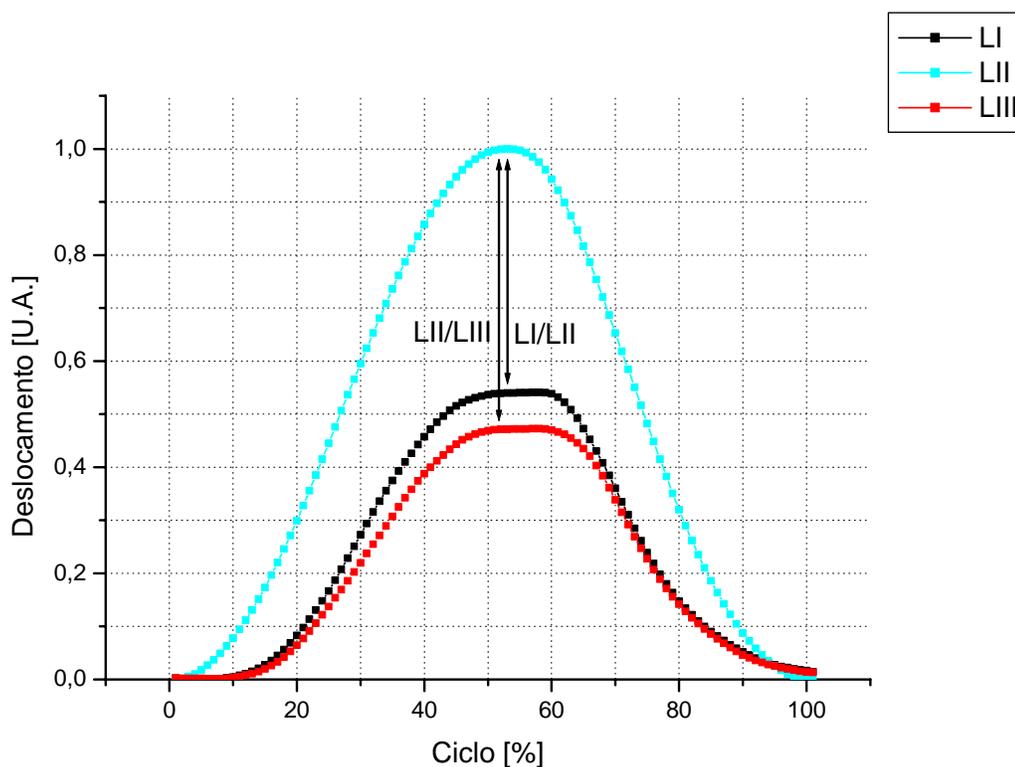


Figura 30- Deslocamento máximo ocorrido na vértebra sujeita à força de mobilização (LII) e nos níveis vertebrais superior (LI) e inferior (LIII) à vértebra “alvo”.

Também é conveniente esclarecer que, na Figura 30, para os níveis vertebrais analisados, cada curva representa a interpolação do 3º, 4º e 5º ciclos de deslocamento em função da duração do ciclo, conforme descrito na seção 3.6.

3.7 ANÁLISE DE REPETIBILIDADE

No presente ensaio, com interesse em se analisar a confiabilidade ou consistência das medidas obtidas, previamente a coleta dos dados nos sujeitos da amostra foi realizada a avaliação em 3 indivíduos, de forma que, cada um deles foi submetido a duas coletas (teste e re-teste), intervaladas por um período de 30 minutos, nas quais se apresentavam as mesmas condições experimentais de análise. Durante os ensaios de repetibilidade a força foi aplicada em LIII e os indivíduos avaliados foram sujeitos às demais exigências do protocolo experimental de análise.

3.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS

A repetibilidade (confiabilidade) das medidas foi verificada por meio do Coeficiente de Correlação Intra-classe (ICC) mediante a correlação apontada entre os resultados obtidos no teste e re-teste para os 3 indivíduos analisados. Foi aceito como clinicamente significativo $ICC \geq 0,80$ (CURRIER, 1990).

Para análise da rigidez e para análise do deslocamento intervertebral segmentar na coluna lombar, com o propósito de verificar se houve diferença entre os valores médios, dos graus de rigidez, nos diferentes níveis vertebrais analisados e para verificar se houve diferença entre os valores médios da amplitude do deslocamento ocorrido nos níveis vertebrais superior e inferior ao ponto de aplicação da força (vértebra “alvo”) foi utilizada a análise de variância de um fator (**ANOVA one-way**) e, como tratamento **post hoc**, para comparações múltiplas o teste de **Tukey Kramer**, por meio do programa **GRAPHPAD INSTAT 3**. A normalidade dos dados foi avaliada pelo teste **Komolgorov Smirnov (KS)** e foi adotado o nível de significância de $p \leq 0,05$ como estatisticamente significativo.

4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

A priori, é importante destacar que os resultados que serão apresentados procedem de uma metodologia única no que tange ao protocolo experimental empregado e a metodologia de análise dos dados. Desta forma, em alguns aspectos, não é apropriada a comparação dos resultados obtidos com resultados apontados na literatura em trabalhos de natureza similar e, portanto, sob alguns pontos, a apresentação e discussão dos resultados justificam a própria investigação.

4.1 RESULTADOS OBTIDOS PARA ANÁLISE DE REPETIBILIDADE

O grande valor da presente investigação consiste na possibilidade de se quantificar objetivamente os parâmetros de rigidez intervertebral. Deste modo, a obtenção de dados confiáveis, precisos e clinicamente relevantes depende também do uso de protocolos de testes adequados e reproduzíveis, e da correta interpretação dos dados obtidos.

Uma das questões mais importantes para uma metodologia instrumental de análise é a validade das inferências baseadas nas medidas obtidas por este instrumento. É preciso demonstrar a validade de um teste para que o método tenha algum valor prático. Entretanto, antes de determinar sua validade, é necessário estabelecer a confiabilidade e a precisão das medidas obtidas. Somente a partir desse cuidado, os dados serão fidedignos, reproduzíveis e, portanto, as inferências serão também significativas e válidas.

No caso da presente pesquisa, para análise da confiabilidade das medidas obtidas, foi utilizado o ICC que foi definido como o índice numérico que representa o grau de associação existente entre os valores apresentados por uma mesma variável em duas ocasiões diferentes, com o pressuposto de que, se as medidas pareadas tomadas em duas ou mais ocasiões diferentes forem altamente correlacionadas, o dispositivo é confiável.

Ainda se faz necessário esclarecer que o uso desta ferramenta estatística (ICC) para análise de confiabilidade por meio da correlação teste / re-teste tem sido apontado na literatura, clara e sistematicamente, como um método eficaz e útil (HOPKINS, 2000).

Os resultados obtidos pela análise de repetibilidade no presente estudo, apresentados nas Figuras 31, 32 e 33, que demonstram as curvas da relação inicial força **versus** deslocamento e as curvas de tendência (curvas de força média em função do deslocamento médio) obtidas para os 3 sujeitos avaliados, indicaram, para o teste e re-teste uma reprodutibilidade bem satisfatória ($ICC \geq 0,80$). Estatisticamente, foi obtida uma correlação significativa para as curvas teste e re-teste nos 3 sujeitos avaliados, conforme pode ser comprovado pelos valores de ICC encontrados, que são apresentados nas Tabelas 2 e 3.

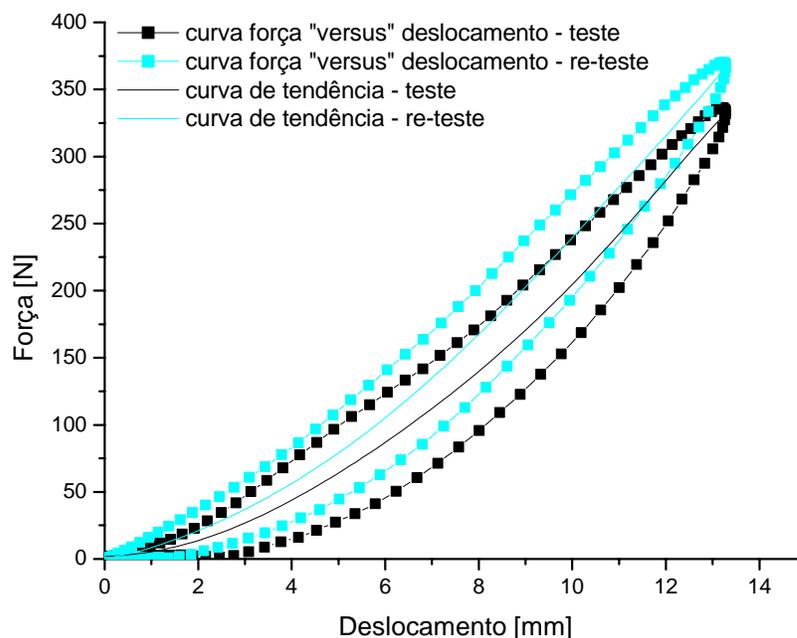


Figura 31- Curvas força **versus** deslocamento e curvas de tendência (curvas de força média em função do deslocamento médio) obtidas para o teste e re-teste para LIII do sujeito 1.

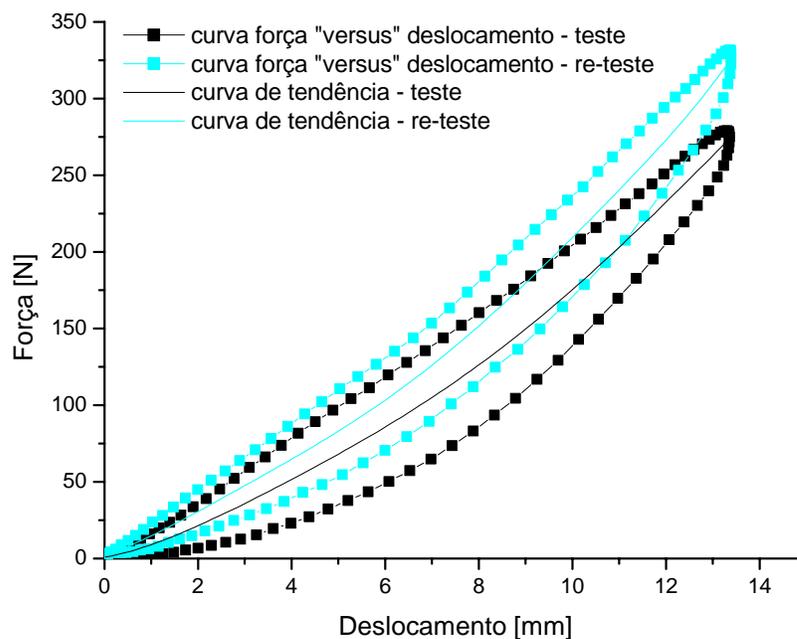


Figura 32- Curvas força **versus** deslocamento e curvas de tendência (curvas de força média em função do deslocamento médio) obtidas para o teste e re-teste para LIII do sujeito 2.

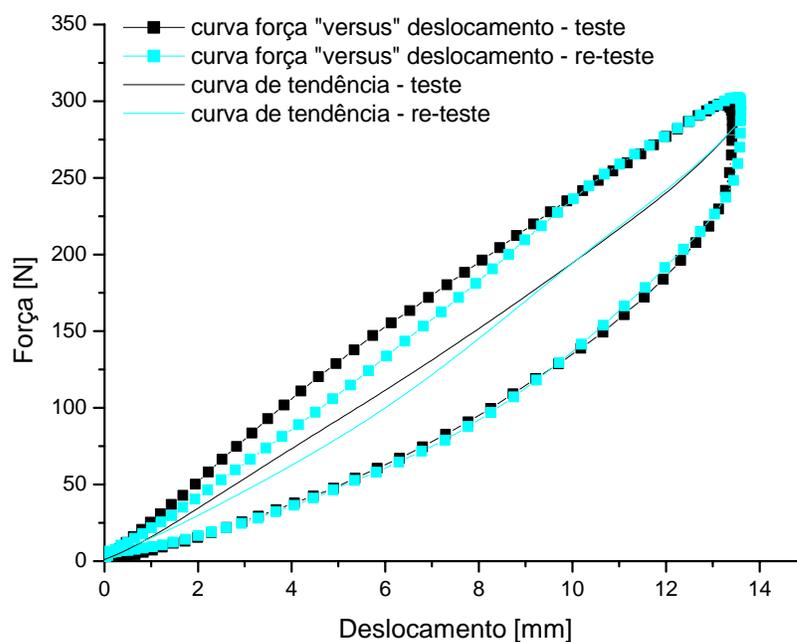


Figura 33- Curvas força **versus** deslocamento e curvas de tendência (curvas de força média em função do deslocamento médio) obtidas para o teste e re-teste para LIII do sujeito 3.

A correlação dos valores de rigidez obtida para o teste / re-teste, avaliada pelo ICC, foi realizada em quatro níveis de força (25%, 50%, 75% e 100% da força máxima aplicada) para cada sujeito investigado. Foi encontrado um ICC médio de 0,99, conforme apresenta a Tabela 2 abaixo.

Tabela 2- Valores de ICC e dos índices de rigidez calculados para os graus de força aplicada (GFA) correspondentes a 25%, 50%, 75% e 100% do pico de força, para os dados obtidos no teste e re-teste para os 3 sujeitos avaliados para análise de repetibilidade.

		TESTE	RE-TESTE	
	GFA	Rigidez (N/mm)	Rigidez (N/mm)	ICC
Sujeito 1	100%	37,0	44,7	0,99
	75%	27,7	33,5	
	50%	18,5	22,3	
	25%	9,2	11,1	
Sujeito 2	100%	48,4	45,9	0,99
	75%	36,3	34,4	
	50%	24,2	22,9	
	25%	12,1	11,4	
Sujeito 3	100%	36,6	35,2	0,99
	75%	27,4	26,4	
	50%	18,3	17,6	
	25%	9,1	8,8	
				0,99
				ICC médio

Com respeito à análise da correlação teste / re-teste para os dados de deslocamento, também foi obtido um ICC médio de 0,99 para os valores de deslocamento máximo ocorrido na vértebra sujeita à força de mobilização e para os valores de deslocamento registrados nos níveis vertebrais superior e inferior a vértebra “alvo”, conforme apresenta a Tabela 3 abaixo.

Tabela 3- Valores do deslocamento máximo ocorrido na vértebra sujeita à força de mobilização e nos níveis vertebrais superior e inferior à vértebra “alvo” e valores de ICC calculados para os dados obtidos no teste e re-teste para os 3 sujeitos avaliados para análise de repetibilidade.

SUJEITOS	NÍVEL VERTEBRAL	TESTE	RE-TESTE	ICC
		Deslocamento máximo (mm)	Deslocamento máximo (mm)	
1	Vértebra superior	7,2	7,8	0,99
	Vértebra “alvo”	13,3	13,4	
	Vértebra inferior	5,2	6,7	
2	Vértebra superior	7,2	8,1	0,99
	Vértebra “alvo”	13,3	13,3	
	Vértebra inferior	6,2	6,7	
3	Vértebra superior	8,5	7,9	0,99
	Vértebra “alvo”	13,4	13,5	
	Vértebra inferior	6,1	6,0	
				0,99
				ICC médio

Os valores de ICC, apresentados nas Tabelas 2 e 3 acima, respectivamente, definem a consistência das medidas, ou seja, a confiabilidade dos dados obtidos, para análise da rigidez e para análise do deslocamento intervertebral segmentar na coluna lombar. Desta forma, fica evidenciada a confiabilidade e acurácia da metodologia empregada, referindo-se aqui, ao dispositivo que foi desenvolvido e ao protocolo de coleta e análise dos dados que foi utilizado.

Vale ainda destacar, que embora alguns estudos prévios (LATIMER et al., 1996 (1); LEE; EVANS, 1992; LEE; SVENSSON, 1990) que empregaram metodologia semelhante, já tenham demonstrado alta confiabilidade (ICC: 0,88 – 0,99) para análise da rigidez intervertebral na coluna lombar, os resultados deste trabalho são precursores, no sentido que demonstram, alta consistência e confiabilidade para os parâmetros indicadores de rigidez obtidos por meio da metodologia de análise proposta.

4.2 RESULTADOS OBTIDOS PARA ANÁLISE DA RIGIDEZ INTERVERTEBRAL NA COLUNA LOMBAR

A despeito da eficácia clinicamente comprovada das técnicas de terapia manual para o tratamento da dor lombar, alguns aspectos acerca dos mecanismos envolvidos em tais procedimentos não foram totalmente elucidados. No sentido de uma melhor compreensão do tema alguns pesquisadores têm enfatizado a importância do conhecimento da anatomia e fundamentalmente do comportamento dinâmico da coluna vertebral (BJORNSDOTTIR; KUMAR, 1997).

Neste contexto, o presente trabalho vem contribuir para um melhor entendimento do mecanismo de rigidez intervertebral segmentar da coluna lombar, um parâmetro clínico, sistematicamente avaliado em pacientes com lombalgia e imperativo para o diagnóstico fisioterapêutico.

Os resultados aqui obtidos, apresentados a seguir, demonstram que a comparação do grau de rigidez entre os diferentes níveis vertebrais, em um mesmo sujeito, pode ser inapropriada para se definir um segmento restrito de mobilidade com aumento da rigidez intervertebral segmentar (BJORNSDOTTIR; KUMAR, 1997; VINER et al., 1997). Tal afirmação nos parece consistente e pode ser sustentada em função da variabilidade no grau de rigidez intersegmentar lombar apresentada por um mesmo indivíduo, verificada para amostra do estudo em questão.

As Figuras 34, 35 e 36, respectivamente, apresentam as médias e os desvios padrão dos valores de rigidez para os graus de força aplicados correspondentes a 25%, 50% e 75% do pico de força, em todos os níveis vertebrais analisados, para todos os sujeitos da amostra (n=10).

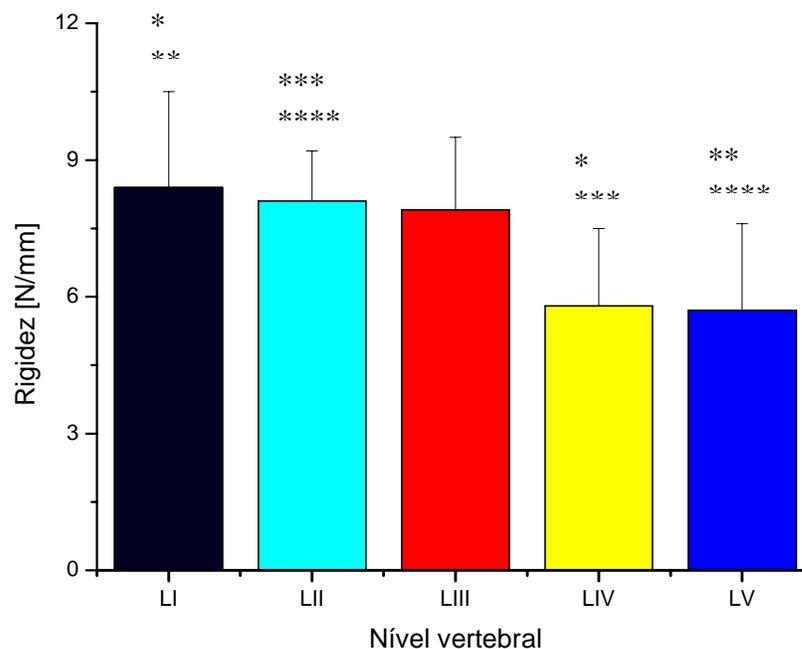


Figura 34- Valores da média e do desvio padrão de rigidez para o GFA correspondente a 25% do pico de força em todos os níveis vertebrais analisados para todos os sujeitos da amostra (n=10). * LI \neq LIV; ** LI \neq LV; *** LII \neq LIV e **** LII \neq LV.

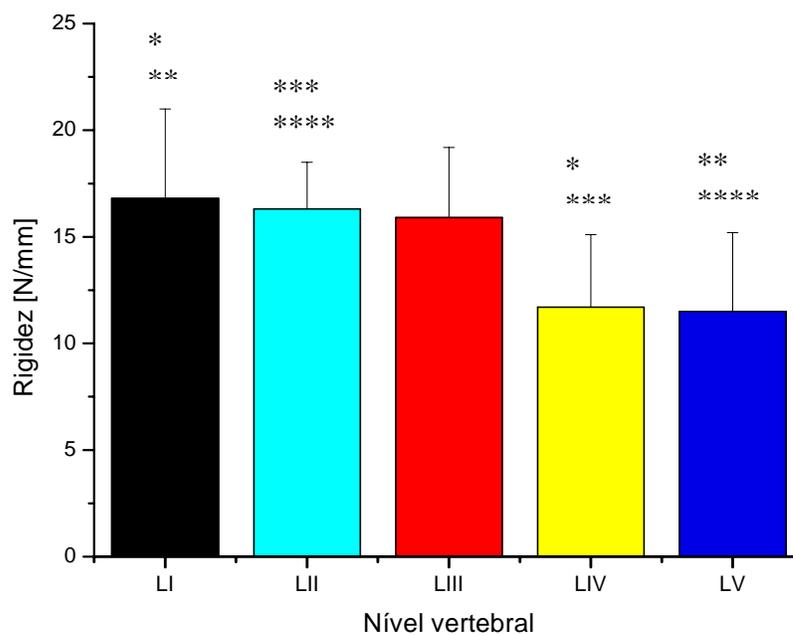


Figura 35- Valores da média e do desvio padrão de rigidez para o GFA correspondente a 50% do pico de força em todos os níveis vertebrais analisados para todos os sujeitos da amostra (n=10). * LI \neq LIV; ** LI \neq LV; *** LII \neq LIV e **** LII \neq LV.

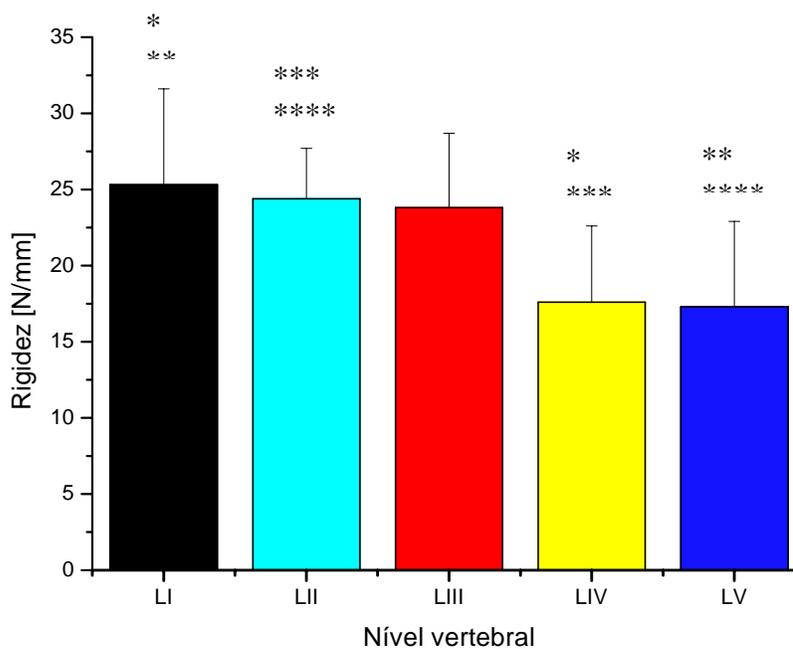


Figura 36- Valores da média e do desvio padrão de rigidez para o GFA correspondente a 75% do pico de força em todos os níveis vertebrais analisados para todos os sujeitos da amostra (n=10). * LI \neq LIV; ** LI \neq LV; *** LII \neq LIV e **** LII \neq LV.

Em observação as figuras apresentadas anteriormente, pode ser claramente notado um decréscimo no grau de rigidez para os níveis vertebrais lombares inferiores. A análise de variância (**ANOVA one-way**), nas 3 circunstâncias (25%, 50% e 75% do GFA), demonstrou haver diferença extremamente significativa entre os valores médios de rigidez dos diferentes níveis vertebrais, com índice de significância ($p < 0,001$). O tratamento **post hoc**, por meio do teste de **Tukey Kramer**, demonstrou diferença significativa entre LI e LIV ($p < 0,05$), LI e LV ($p < 0,01$), LII e LIV ($p < 0,05$) e entre LII e LV ($p < 0,05$). Dessa maneira, é válido ressaltar que fica evidenciado, estatisticamente, que os resultados apontam para uma variabilidade significativa no grau de rigidez de diferentes níveis vertebrais lombares num mesmo sujeito.

Para garantir que não houve influência do nível de rigidez inicial, ou seja, aquele decorrente de uma pré-carga ocasionada pelo ajuste do aparato ao sujeito em análise, foram calculados os valores de rigidez previamente ao acionamento do motor controlador do pino guia de aplicação da força, para todos os níveis vertebrais em todos os sujeitos analisados. A análise de variância (**ANOVA one-way**) demonstrou não haver diferença significativa entre os valores médios de rigidez iniciais, nos diferentes níveis vertebrais analisados, para toda a amostra.

Os resultados encontrados ainda evidenciam valores absolutos indicadores de rigidez mais elevados, para todos os níveis vertebrais analisados, para os índices de rigidez identificados em graus de força aplicados mais superiores. Invariavelmente, para todos os índices calculados, ou seja, índices correspondentes ao nível de rigidez a 25%, 50% e 75% da força máxima aplicada, ocorreu progressivamente um aumento dos valores de rigidez quanto maior o nível de força aplicada.

Enfim, sistematicamente, em termos de valores absolutos, fica constatada a seguinte circunstância para os indicadores de rigidez ($25\% < 50\% < 75\%$) conforme apresenta a Figura 37.

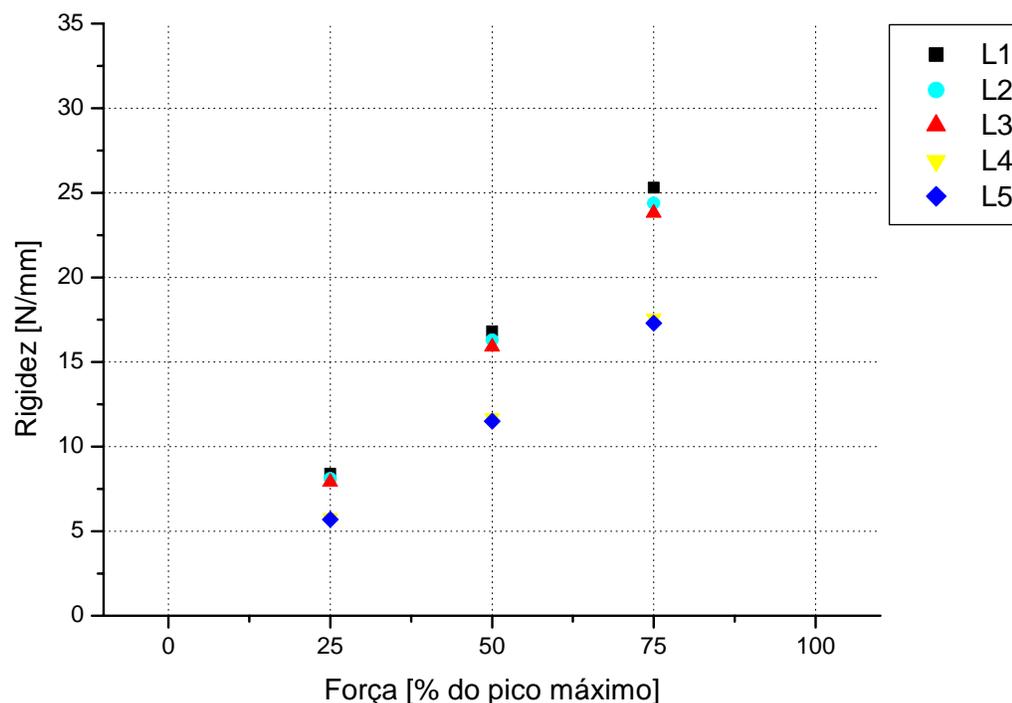


Figura 37- Grau de rigidez dos diferentes níveis vertebrais lombares (LI, LII, LIII, LIV e LV) em função do GFA. Valores de rigidez identificados em 25%, 50% e 75% do pico de força para todos os sujeitos da amostra (n=10).

A Figura 37 sumariza, para que seja destacada, a relevância quanto à tendência dos resultados obtidos, no que tange ao grau de rigidez nos diferentes níveis vertebrais lombares num mesmo indivíduo. Não obstante ao conceito clínico da comparação do grau de rigidez entre os diferentes níveis vertebrais, num mesmo sujeito, para fins de diagnóstico de um segmento vertebral restrito de mobilidade com aumento da rigidez intervertebral segmentar, estes achados contribuem de maneira substancial, pois, até a presente data, a rigidez intervertebral lombar não foi mensurada objetivamente no sentido de se estabelecer uma relação, em termos de rigidez segmentar, entre os diferentes níveis vertebrais, ou seja, a literatura é escassa e não dispõe de forma consistente, de um padrão de rigidez segmentar lombar para sujeitos assintomáticos, tão pouco para pacientes com lombalgia.

Adicionalmente, os relatos disponíveis acerca desta questão têm sido contraditórios e não há um consenso no que diz respeito aos graus de rigidez nos diferentes níveis vertebrais lombares, como pode ser observado nos trabalhos destacados a seguir.

A literatura reporta somente alguns estudos que investigaram a rigidez segmentar intervertebral lombar, com o propósito de estabelecer um padrão de rigidez intersegmentar em sujeitos assintomáticos. Lee e Evans (1992) avaliaram o nível de rigidez segmentar em LIII, LIV e LV por meio de um dispositivo capaz de simular a mobilização pósterio-anterior. Os resultados destes autores reportaram que LIII se mostrou mais rígido que o nível vertebral LV. Entretanto, em outro estudo realizado por Lee e Liversidge (1994), no qual, foram avaliados os mesmos segmentos vertebrais, contraditoriamente, foi apontado LV como o nível vertebral mais rígido, quando comparado com LIII. Por último, Viner et al (1997) que analisaram a rigidez intervertebral segmentar em toda coluna lombar, não encontraram diferença significativa entre os valores de rigidez dos diferentes níveis vertebrais, quando comparados os coeficientes obtidos para LI, LII, LIII, LIV e LV.

A questão que merece destaque agora está relacionada à ordem de grandeza dos valores atribuídos para rigidez intervertebral lombar. Estudos prévios (CALING; LEE, 2001; LEE et al., 1998; LATIMER et al., 1997; VINER et al., 1997; LEE; LIVERSIDGE, 1994; LEE; EVANS, 1992) têm documentado que a rigidez intervertebral segmentar na coluna lombar varia entre 11 e 17,3 N/mm para sujeitos assintomáticos.

Notadamente, como foi apresentado na Figura 37, pode-se constatar que os resultados apresentados pela presente investigação, referindo-se aqui à ordem de grandeza dos valores de rigidez obtidos, especialmente, no caso dos índices correspondentes ao nível de rigidez a 75% da força máxima aplicada, se mostraram superiores aqueles relatados pela literatura, para os quais, foram obtidos valores médios de rigidez na ordem de 21,7 N/mm.

Provavelmente, tal ocorrência pode ser em parte atribuída a aspectos metodológicos inerentes à instrumentação e ao protocolo experimental utilizado, mas, sobretudo, à metodologia de análise empregada para definição dos indicadores de rigidez, uma proposta pioneira que se justifica subsequentemente.

As medidas (“K” e “D 30”) derivadas da curva força **versus** deslocamento que têm sido, usualmente, utilizadas para caracterizar as propriedades de rigidez segmentar na coluna lombar mensuram a rigidez somente na fase de carregamento, numa região restrita da curva, normalmente situada entre 30 e 90 N, e, portanto, desconsideram a fase de descarregamento da curva e subestimam o efeito das cargas no espectro acima de 100 N. Neste contexto, é importante lembrar, que normalmente para análise da rigidez segmentar intervertebral lombar, fisioterapeutas têm aplicado forças na faixa de 178 a 347 N (SIMMONDS et al., 1995; HARMS; BADER, 1997) e também que o julgamento a respeito do grau de rigidez na coluna lombar, por meio da técnica de mobilização pósterio-anterior, é influenciado pela fase de descarregamento da curva (NICHOLSON et al., 2001).

Considerando os aspectos mencionados, o presente trabalho vem contribuir no sentido de propor e identificar, a partir de outros parâmetros extraídos da curva força **versus** deslocamento, indicadores de rigidez que, embasadamente, parecem ser mais apropriados para descrever o comportamento dinâmico da coluna lombar em termos de rigidez segmentar.

A utilização dos coeficientes de rigidez, conforme a metodologia de análise propõe, considera o descarregamento da curva e avalia a rigidez numa faixa de carga situada acima de 100 N, especialmente para os índices de rigidez calculados a 75% do pico de força, conforme ilustrado na Figura 38 a seguir.

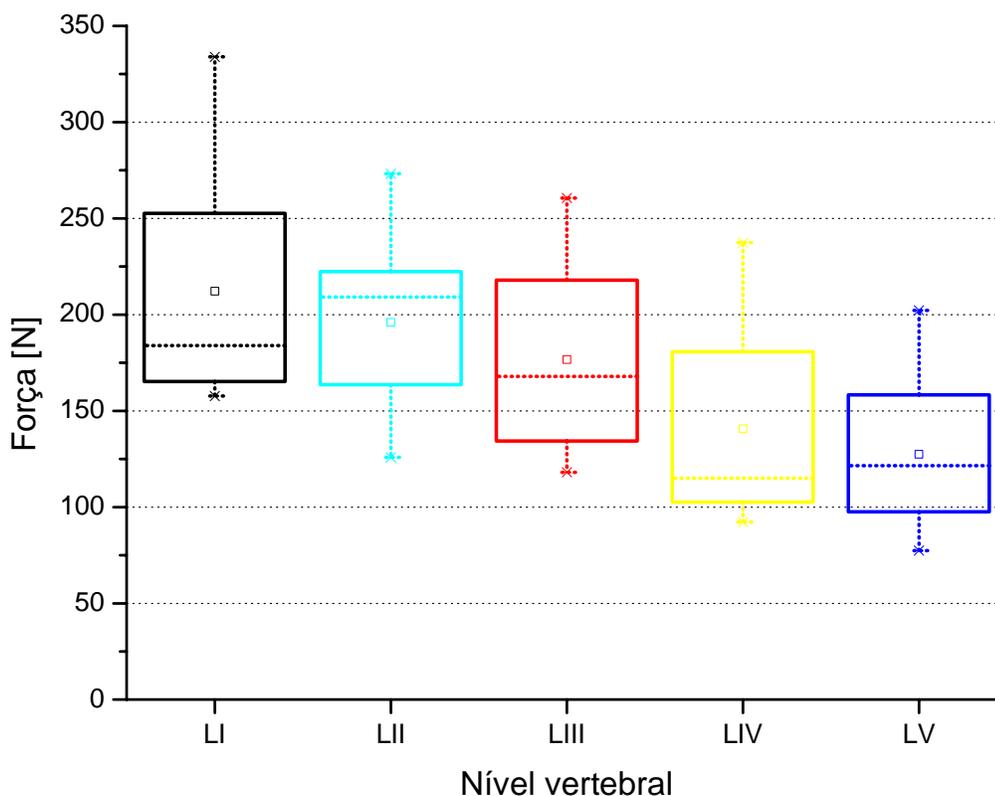


Figura 38- Valores da intensidade da força correspondentes aos índices de rigidez identificados a 75% do GFA para todos os sujeitos da amostra (n=10).

Conforme demonstrado, em relação aos índices de rigidez calculados a 75% do pico de força, a rigidez foi mensurada num nível de força, no qual, usualmente fisioterapeutas avaliam a rigidez intervertebral lombar. Além disso, com a normalização dos indicadores de rigidez em função da força máxima aplicada, também é considerada a variabilidade entre indivíduos, que tem sido notada na relação força **versus** deslocamento quando a coluna lombar é sujeita à força de mobilização pósterio-anterior (LEE et al., 1993; LEE; SVENSSON, 1993; LEE; SVENSSON, 1990) e que pode ser confirmada pelas curvas de tendência força **versus** deslocamento obtidas para os dez sujeitos avaliados neste estudo, disponíveis no APÊNDICE F.

A análise e interpretação dos dados obtidos pela presente investigação indicaram uma significativa tendência de resultados, no sentido de ter sido identificado para amostra em questão, níveis de rigidez menores para a coluna lombar inferior. Seria prematuro falar em um padrão de rigidez intervertebral segmentar para coluna lombar, sobretudo, em decorrência ao número reduzido de sujeitos avaliados. Entretanto, algumas evidências com referência a cinemática e a cinética da coluna lombar poderiam sustentar a ocorrência dos resultados apresentados pelo estudo em questão.

É importante compreender que durante a análise segmentar da rigidez pósterio-anterior da coluna lombar é o movimento de deslizamento anterior, no plano sagital, que ocorre na vértebra “alvo”, que está sendo avaliado. Adicionalmente, deve ser entendido que este movimento, classificado como um movimento acessório, também ocorre involuntariamente de forma associada aos movimentos fisiológicos realizados ativamente pela coluna vertebral.

É no caso da flexo-extensão (movimento fisiológico) da coluna lombar que se associam os movimentos acessórios de deslizamento (anterior/posterior) das vértebras lombares e, conforme destacado, na Figura 39, pode ser nitidamente observada que a amplitude, do movimento fisiológico da flexo-extensão na coluna vertebral lombar, é reduzida para os segmentos superiores se comparados aos segmentos inferiores.

Assim sendo, isto pode indicar níveis de rigidez maiores para os segmentos vertebrais lombares superiores, visto que, a rigidez articular é determinada pela quantidade de deformação translacional e rotacional que ocorre, no caso, num segmento vertebral, sujeito à força de mobilização pósterio-anterior (HERZOG, 2000).

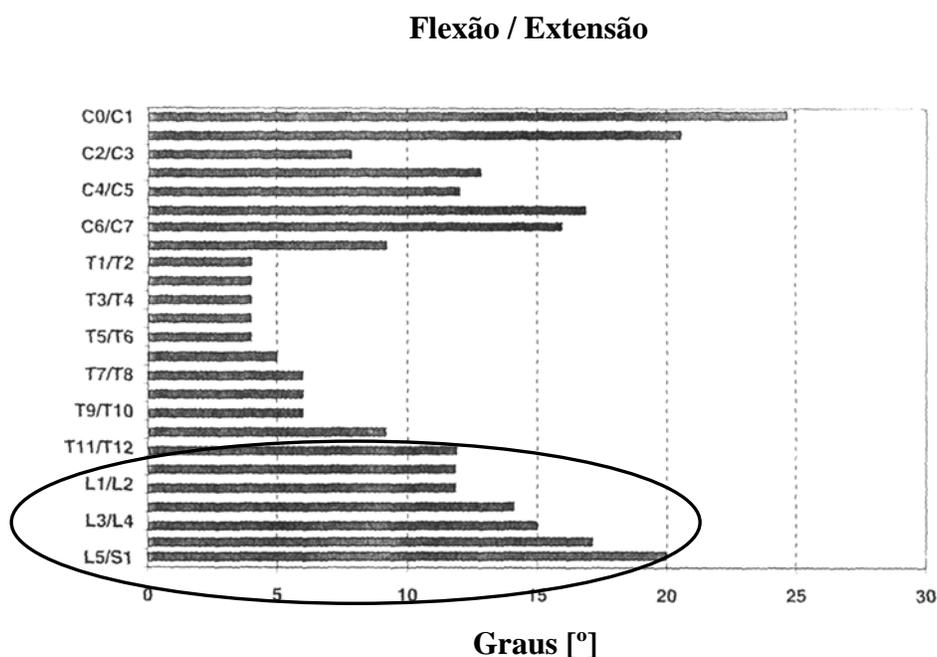


Figura 39- Amplitude de movimento segmentar para a coluna vertebral no plano sagital (Adaptado de HERZOG, 2000).

A ocorrência de níveis de rigidez mais elevados para os segmentos vertebrais lombares superiores ainda pode ser sustentada pelas propriedades de rigidez inerentes a cada segmento intervertebral de movimento na coluna lombar, conforme dispõe a literatura relacionada a dados mensurados em cadáveres (WHITE; PANJABI, 1990), apresentados na Tabela 4. Os coeficientes de rigidez (K_y), representam em conjunto, a rigidez que é proporcionada pelos principais elementos que contribuem para a rigidez segmentar pósterio-anterior na coluna lombar, incluindo parâmetros dos discos intervertebrais, das articulações facetárias, dos tecidos ligamentares e dos músculos pára-vertebrais. Pelos dados disponíveis, pode ser verificado, coeficientes de rigidez mais elevados para os segmentos vertebrais de movimento superiores na coluna lombar.

Tabela 4- Coeficientes de rigidez para os segmentos vertebrais de movimento da coluna lombar correspondentes aos eixos axial (x), transversal (y) e de rotação (flexo-extensão)(z) (WHITE; PANJABI, 1990).

Coeficientes de rigidez	T12-LI	LI-LII	LII-LIII	LIII-LIV	LIV-LV	LV-SI
K_x (KN/m)	640	620	600	525	450	510
K_y (KN/m)	50	40	35	30	30	45
K_z (Nm/rad)	160	140	120	100	80	75

Enfim, considerando os apontamentos deste estudo, é importante que seja questionado o conceito da comparação do grau de rigidez entre os diferentes níveis vertebrais, num mesmo sujeito, para critério de diagnóstico. Também seria necessário determinar quais elementos contribuem para variação da rigidez segmentar pósterio-anterior na coluna lombar em um mesmo sujeito, visto que, somente a partir deste entendimento é que fisioterapeutas poderiam otimizar os procedimentos clínicos de análise e tratamento, bem como, aperfeiçoar suas habilidades de percepção necessárias para o julgamento clínico da rigidez intervertebral.

4.3 RESULTADOS OBTIDOS PARA ANÁLISE DA CORRELAÇÃO DA RIGIDEZ INTERVERTEBRAL COM O ÂNGULO DE INCLINAÇÃO VERTEBRAL NA COLUNA LOMBAR

Uma importante variável que merece ser considerada na análise da rigidez segmentar pósterio-anterior da coluna lombar é a orientação da vértebra em relação à força de mobilização, pois as componentes longitudinal e transversal e o momento produzido pela mobilização pósterio-anterior produzem efeitos diferentes em função do grau de curvatura da lordose lombar (SAITO, 1995).

Entretanto, a influência biomecânica deste parâmetro na rigidez pósterio-anterior não é conhecida e, por conseguinte, clínicos avaliam a rigidez segmentar na coluna lombar sem um claro entendimento do efeito da orientação vertebral nos parâmetros de rigidez intervertebral segmentar.

EDMONDSTON et al (1998) foram os únicos pesquisadores que avaliaram a influência da posição da coluna lombar na rigidez segmentar pósterio-anterior. Os resultados apresentados por estes autores demonstraram que, em sujeitos assintomáticos, ocorre um aumento da rigidez quando a análise é realizada em extensão (aumento da lordose lombar) ou em flexão (redução da lordose lombar) se comparadas com a análise na posição neutra. No entanto, em decorrência da metodologia utilizada neste estudo, não foi estabelecida uma relação quantitativa da influência do ângulo de curvatura lombar sobre a rigidez segmentar pósterio-anterior.

Nesta linha de investigação, o presente trabalho analisou a correlação da rigidez segmentar pósterio-anterior com o ângulo de inclinação intervertebral na coluna lombar. Para tal análise, foram correlacionados os dados mensurados em RX, correspondentes aos ângulos de inclinação vertebral, com os coeficientes de rigidez calculados a 75% do pico de força, em todos os níveis vertebrais analisados para todos os sujeitos da amostra.

A Figura 40 apresenta a correlação obtida para as duas variáveis em questão (rigidez **versus** ângulo vertebral). Conforme pode ser notado, para amostra analisada no presente estudo, não houve, uma correlação considerada estatisticamente significativa entre a rigidez segmentar e o ângulo intervertebral (Pearson = 0,50). Contudo, de forma satisfatória, pode ser verificada uma tendência de comportamento, na qual é observado um leve aumento no nível de rigidez para ângulos vertebrais mais acentuados no sentido cefálico (+).

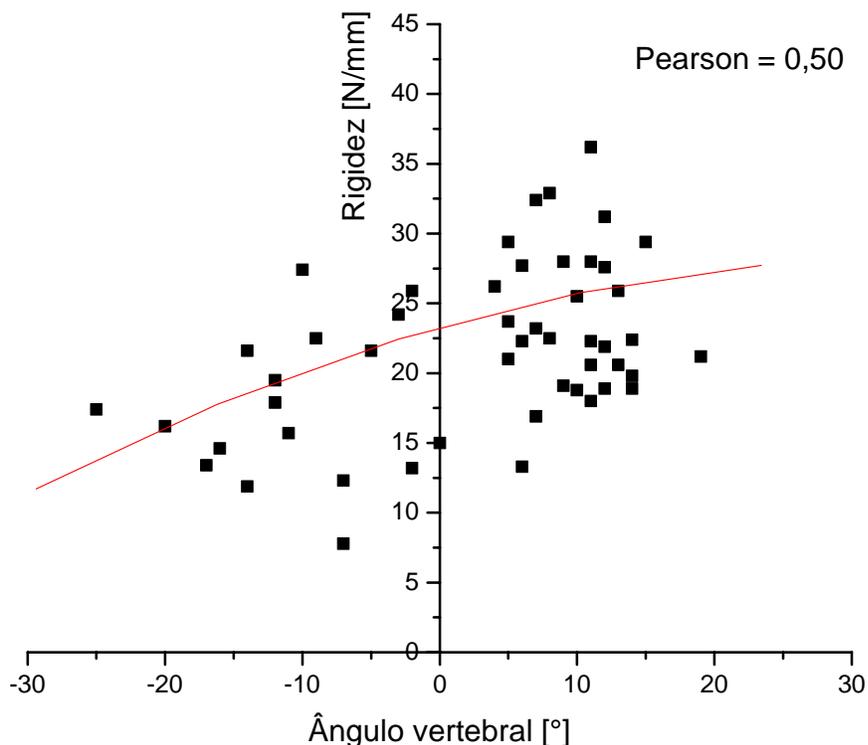


Figura 40- Correlação entre o nível de rigidez segmentar e o ângulo de inclinação vertebral na coluna lombar (Pearson = 0,50) para toda a amostra. Curva de tendência da correlação obtida por regressão polinomial de 2ª ordem. Foram definidas as angulações vertebrais em direção cefálica como positivas (+) e as angulações vertebrais em direção caudal como negativas (-).

Considerando que os valores médios dos ângulos obtidos para os níveis vertebrais lombares foram, respectivamente, $+12^\circ$, $+10^\circ$, $+7^\circ$, -2° e -14° para LI, LII, LIII, LIV e LV é admissível tal comportamento de resultados, com referência a variação do efeito produzido pela componente longitudinal da força de mobilização pósterio-anterior em função do nível vertebral lombar no qual a força mobilizadora é aplicada. Para que isto seja compreendido, é importante entender que, quando uma força de mobilização pósterio-anterior (vertical) é aplicada, a componente longitudinal desta é dependente do ângulo de inclinação da vértebra sujeita à força de mobilização.

Como ilustrado na Figura 41, no caso de uma força vertical aplicada em LI, a componente longitudinal produz um efeito de compressão no segmento LI / LII, enquanto que, se esta mesma força vertical for aplicada em LIV, é produzido um efeito de tração na articulação intervertebral LIV / LV.

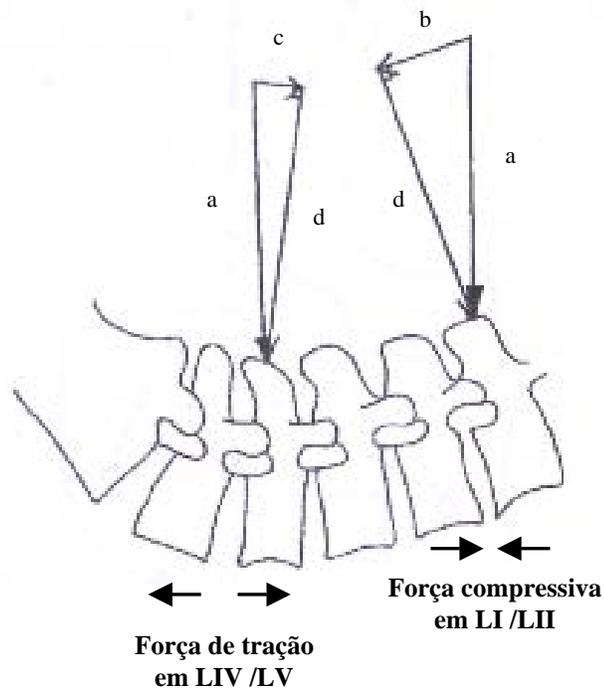


Figura 41- Variação do efeito da componente longitudinal da força de mobilização pósterio-anterior (vertical) em função do ângulo de inclinação vertebral na qual a força mobilizadora é aplicada. a: força vertical (mobilização pósterio-anterior), b: força compressiva da componente longitudinal em LI / LII, c: força de tração da componente longitudinal em LIV / LV, d: componente transversal da força vertical.

Baseado nesta condição pode ser admitido um aumento da rigidez intervertebral para os níveis vertebrais lombares que apresentaram inclinações em sentido cefálico, ou seja, para LI, LII e LIII, destacando especialmente LI e LII, pois, para estes níveis o efeito compressivo da componente longitudinal da força de mobilização pósterio-anterior é potencializado por inclinações mais acentuadas, e ainda, pelo fato das vértebras inferiores a estas também apresentarem inclinações cefálicas.

Sustentada pelo mesmo argumento, uma diminuição nos graus de rigidez segmentar para os níveis vertebrais lombares que apresentaram inclinações em sentido caudal (LIV e LV) também pode ser compreendida. Neste caso, é o efeito de tração da componente longitudinal da força de mobilização pósterio-anterior que é potencializado, assim, favorecendo o deslizamento anterior da vértebra sujeita à aplicação da força.

Enfim, fica evidenciado, que apesar de não ter sido obtida uma correlação estatisticamente significativa entre o ângulo de inclinação vertebral e o nível de rigidez segmentar intervertebral, é relevante a contribuição deste parâmetro na análise da rigidez pósterio-anterior da coluna lombar e que tal aspecto representa uma importante questão clínica a ser considerada.

4.4 RESULTADOS OBTIDOS PARA ANÁLISE DO DESLOCAMENTO NO SEGMENTO INTERVERTEBRAL DE MOVIMENTO NA COLUNA LOMBAR

Na presente pesquisa, o deslocamento no segmento intervertebral de movimento foi definido como o deslocamento vertical da pele acima do processo espinhoso da vértebra na qual a força de mobilização é aplicada em relação ao deslocamento ocorrido nas vértebras adjacentes superior e inferior ao nível vertebral sujeito à força mobilizadora. Embora esta metodologia não mensure diretamente o deslocamento intervertebral, de forma que, permite somente a mensuração do deslocamento linear absoluto ou relativo em locais da pele, tal abordagem possibilita a análise e compreensão de alguns aspectos mecânicos relevantes envolvidos na técnica de mobilização pósterio-anterior.

Vale a ressalva que, a análise **in vivo** e não invasiva para determinação precisa e quantitativa destes movimentos é complexa e difícil de se obter, e que a literatura é escassa e incompleta acerca desta questão (HERZOG, 2000). Portanto, tais considerações limitam a interpretação dos resultados encontrados na presente investigação.

Os resultados obtidos, apresentados nas Figuras 42, 43, 44, 45 e 46 a seguir, indicaram que durante a mobilização pósterio-anterior da coluna lombar ocorre, quase de maneira invariável, um deslocamento de maior amplitude no nível vertebral superior à vértebra “alvo” quando comparado com o deslocamento ocorrido no nível vertebral inferior à vértebra sujeita à força mobilizadora, de tal modo que este comportamento foi observado, para amostra analisada, quando a força de mobilização foi aplicada em LII, LIII, LIV e LV e, excepcionalmente, não foi verificada esta ocorrência no caso da força aplicada em LI.

Conforme descrito na metodologia, os resultados são apresentados em termos de proporcionalidade ao deslocamento máximo ocorrido na vértebra “alvo”, de tal forma, que no caso, um deslocamento de 13,5 mm de amplitude, corresponde a 1,0 (U.A.).

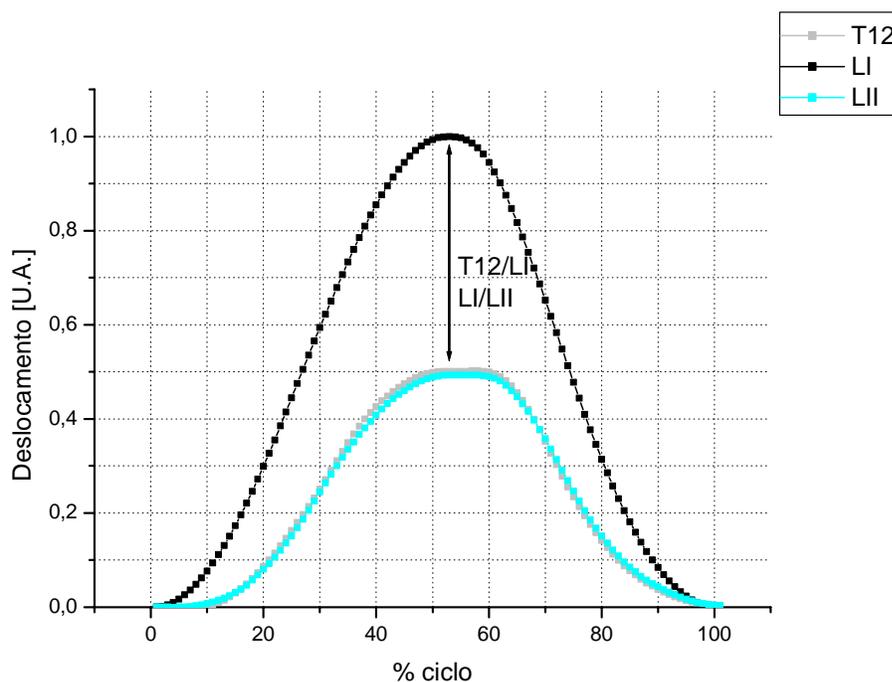


Figura 42- Deslocamento máximo ocorrido na vértebra sujeita à força de mobilização (LI) e nos níveis vertebrais superior (T12) e inferior (LII) à vértebra “alvo”. Valores médios para todos os sujeitos da amostra (n=10). * 1 U.A.=13,5 mm de deslocamento.

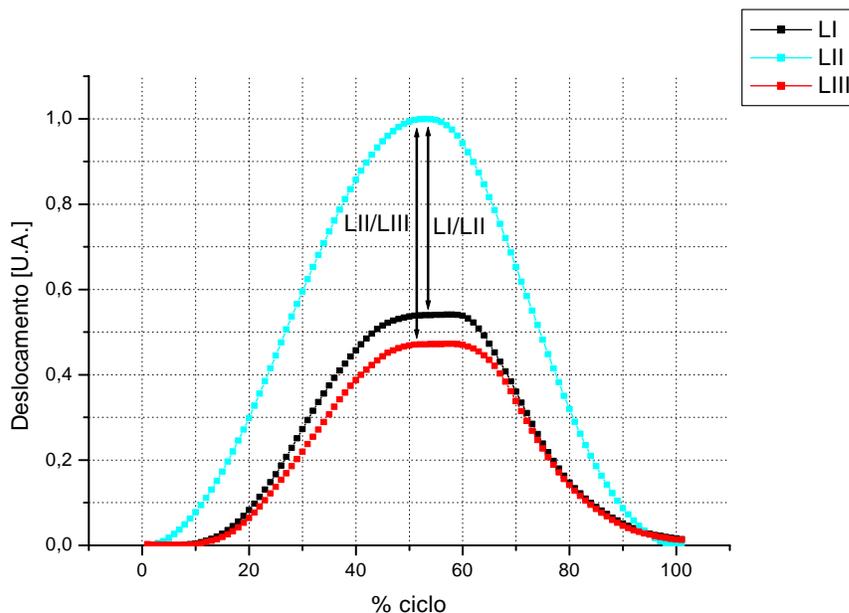


Figura 43- Deslocamento máximo ocorrido na vértebra sujeita à força de mobilização (LII) e nos níveis vertebrais superior (LI) e inferior (LIII) à vértebra “alvo”. Valores médios para todos os sujeitos da amostra (n=10). * 1 U.A.=13,5 mm de deslocamento.

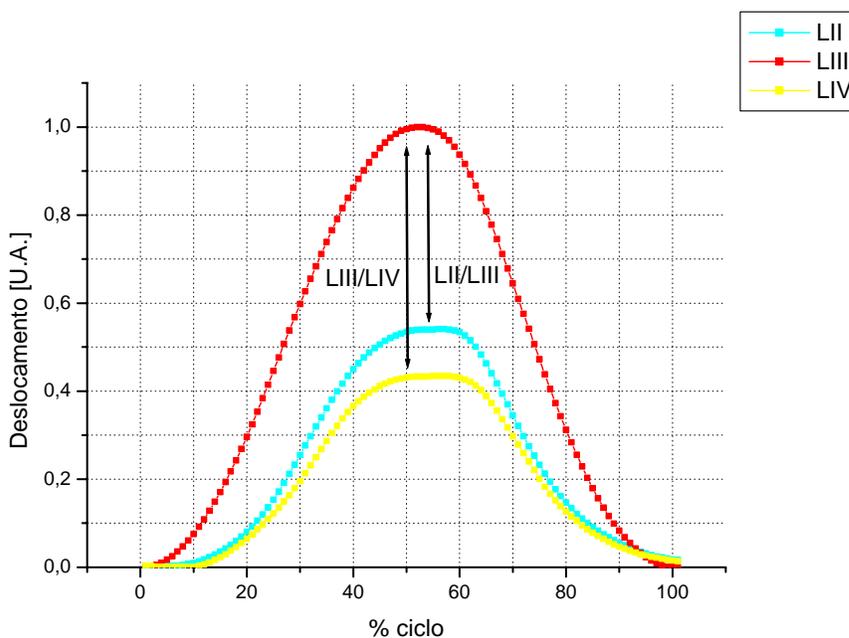


Figura 44- Deslocamento máximo ocorrido na vértebra sujeita à força de mobilização (LIII) e nos níveis vertebrais superior (LII) e inferior (LIV) à vértebra “alvo”. Valores médios para todos os sujeitos da amostra (n=10). * 1 U.A.=13,5 mm de deslocamento.

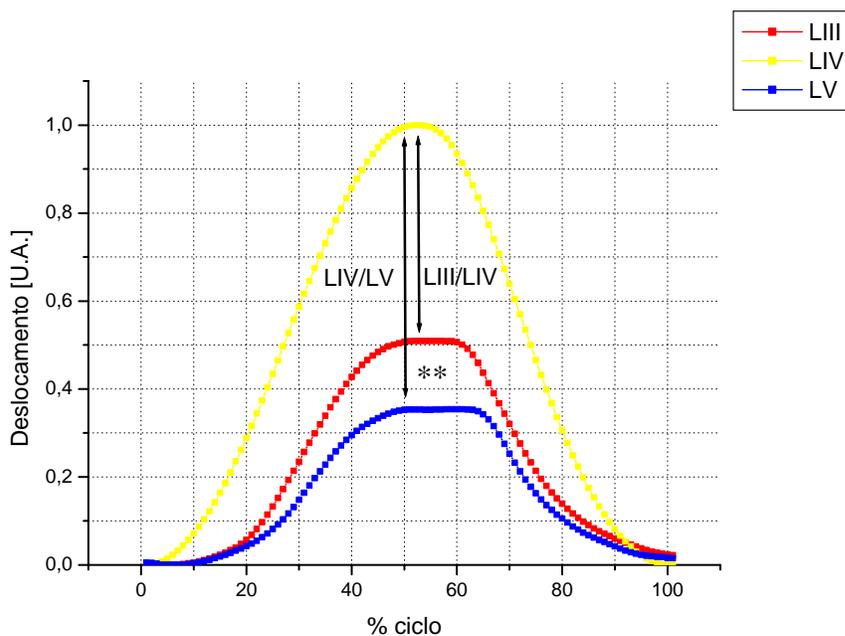


Figura 45- Deslocamento máximo ocorrido na vértebra sujeita à força de mobilização (LIV) e nos níveis vertebrais superior (LIII) e inferior (LV) à vértebra “alvo”. Valores médios para todos os sujeitos da amostra (n=10). * 1 U.A.=13,5 mm de deslocamento; ** LIII \neq LV.

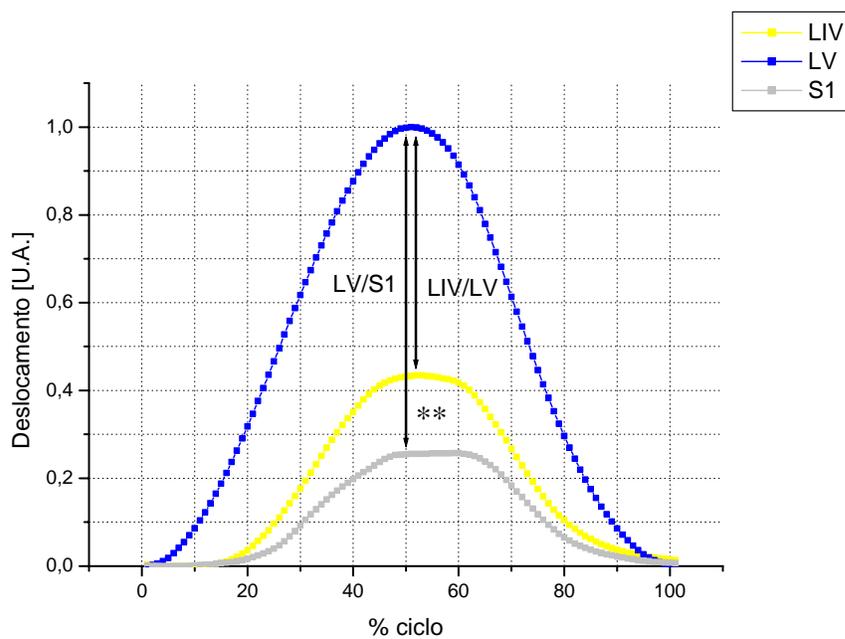


Figura 46- Deslocamento máximo ocorrido na vértebra sujeita à força de mobilização (LV) e nos níveis vertebrais superior (LIV) e inferior (S1) à vértebra “alvo”. Valores médios para todos os sujeitos da amostra (n=10). * 1 U.A.=13,5 mm de deslocamento; **LIV \neq S1.

Apenas quando a força foi aplicada em LIV e LV a análise de variância (**ANOVA one-way**) demonstrou haver diferença significativa entre os valores médios do deslocamento máximo ocorrido nos níveis vertebrais superior e inferior ao ponto de aplicação da força (vértebra “alvo”), com índice de significância ($p < 0,05$). Nestes casos, em observação as Figuras 45 e 46, nota-se um deslocamento relativo no segmento inferior ao nível vertebral sujeito à força de mobilização, superior a ordem de 0.6 do deslocamento ocorrido na vértebra “alvo”. Entretanto, quando a força mobilizadora foi aplicada em LI, LII e LIII a análise de variância demonstrou não haver diferença significativa ($p > 0,05$) entre os valores médios do deslocamento máximo ocorrido nos níveis vertebrais superior e inferior ao ponto de aplicação da força.

É destacável, que os resultados obtidos permitem o reconhecimento da amplitude individual de movimento em cada nível vertebral e, além disso, confirmam que a coluna lombar inferior, no plano sagital, parece apresentar maior mobilidade que a coluna lombar superior.

A literatura reporta um único trabalho de natureza similar, no qual Lee e Evans (1994) relataram a mesma ocorrência, quando aplicaram a força de mobilização pósterio-anterior em LIV, num estudo em que avaliaram 28 sujeitos assintomáticos. Os resultados apresentados por estes autores demonstraram um deslocamento relativo de menor amplitude no segmento LIII / LIV em comparação com o deslocamento ocorrido no segmento LIV / LV.

Deve ser entendido que o deslocamento linear, na direção pósterio-anterior, que ocorre na vértebra “alvo” é significativamente mais acentuado que o deslocamento resultante nos níveis vertebrais adjacentes superior e inferior ao ponto de aplicação da força (HERZOG, 2000). No entanto, a questão fundamental é compreender que durante a mobilização pósterio-anterior a resposta mecânica da coluna lombar não é restrita ao nível vertebral sujeito à força mobilizadora e que ocorre um complexo movimento que envolve uma combinação de translação e rotação em todo o segmento intervertebral de movimento (EDMONDSTON, et al., 1998).

Enfim, é de importância capital entender que a função mecânica da coluna vertebral é desempenhada pelo somatório de comportamentos dos segmentos intervertebrais de movimento. Mais do que isso, o segmento intervertebral de movimento deve ser considerado como o componente “chave” para a análise biomecânica da coluna vertebral, incluindo análises de sobrecarga e estabilidade, análises dinâmicas para determinação de parâmetros cinemáticos e dinâmica das lesões e até para simulações por modelamento matemático. É a partir desta consideração que a base de conhecimento da Terapia Manual começa a emergir, fundamentando os mecanismos de ação e efeito das técnicas manipulativas, sobre uma sólida base de evidências biomecânicas.

5 COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES

A análise da rigidez pósterio-anterior intersegmentar da coluna lombar é tida como determinante para o diagnóstico fisioterapêutico em pacientes com lombalgia. Então, no sentido de se buscar um melhor esclarecimento acerca dos aspectos mecânicos dinâmicos envolvidos na mobilização pósterio-anterior a presente investigação desenvolveu um dispositivo eletromecânico para análise **in vivo** da rigidez pósterio-anterior da coluna lombar.

O instrumento desenvolvido demonstrou a possibilidade de uma análise acurada, em termos de rigidez segmentar, na coluna lombar. A análise de reprodutibilidade indicou um grau de confiabilidade significativo para os dados obtidos em testes de repetibilidade. Para análise dos índices de rigidez e para análise do deslocamento intervertebral segmentar na coluna lombar, os valores médios de ICC encontrados foram de 0,99.

O protótipo desenvolvido mostra-se confiável, e, por conseguinte, permite aos pesquisadores e clínicos documentar objetivamente progressos de um paciente.

Para amostra em questão, os resultados obtidos demonstraram haver diferença estatisticamente significativa entre os valores médios de rigidez nos diferentes níveis vertebrais analisados. Foi identificado níveis de rigidez menores para a coluna lombar inferior. Houve diferença significativa entre LI e LIV ($p < 0,05$), LI e LV ($p < 0,01$), LII e LIV ($p < 0,05$) e LII e LV ($p < 0,05$). Considerando estes apontamentos, é importante que seja questionado o conceito da comparação do grau de rigidez entre os diferentes níveis vertebrais, num mesmo sujeito, para critério de diagnóstico.

Destaca-se como ponto forte do presente estudo a proposição de indicadores de rigidez que, embasadamente, parecem ser mais apropriados para descrever o comportamento dinâmico da coluna lombar em termos de rigidez segmentar. A utilização dos coeficientes de rigidez, conforme a metodologia de análise propõe, considera o carregamento e o descarregamento da curva e avalia a rigidez numa faixa de carga situada acima de 100 N, especialmente para os índices de rigidez calculados a 75% do pico de força.

Buscando estabelecer a correlação entre o grau de rigidez segmentar e o ângulo de inclinação vertebral pôde ser verificada uma tendência de comportamento, na qual foi observado um leve aumento no nível de rigidez para ângulos vertebrais mais acentuados em sentido cefálico. Sustentado pelo argumento de que o efeito compressivo da componente longitudinal da força de mobilização pósterio-anterior é potencializado por inclinações mais acentuadas em sentido cefálico tal condição passa a ser admissível.

Os resultados obtidos ainda evidenciaram haver diferença significativa entre os valores médios do deslocamento máximo ocorrido nos níveis vertebrais superior e inferior ao ponto de aplicação da força (vértebra “alvo”). As significativas ($p < 0,05$) variações de amplitude ocorreram quando a força mobilizadora foi aplicada em LIV e LV e, nestes casos, foi notado um deslocamento relativo de maior amplitude no segmento inferior ao nível vertebral sujeito à força de mobilização.

Enfim, os objetivos buscados, quando da proposta e da concepção deste trabalho, foram integralmente alcançados, de forma que, o dispositivo desenvolvido e a metodologia de análise proposta permitem a avaliação dinâmica da rigidez segmentar na coluna lombar humana.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BIFULCO, P.; CESARELLI, M.; ALLEN, R.; SANSONE, M.; BRACALE, M. Automatic recognition of vertebral landmarks in fluoroscopic sequences for analysis of intervertebral kinematics. **Med. Biol. Eng. Comput.**, v.39, p.65-75, 2001.

BJÖRNSDÓTTIR, S. V.; KUMAR, S. Posteroanterior spinal mobilization: state of the art review and discussion. **Disabil. Rehabil.**, v.19, p.39-46, 1997.

BURTON, A. K.; BATTIE, M. C.; GIBBONS, L.; VIDEMAN, T.; TILLOTSON, K. M. Lumbar disc degeneration and sagittal flexibility. **J. Spinal Disord.**, v.3, p.418-424, 1996.

BURTON, A. K.; TILLOTSON, K. M.; EDWARDS, V. A.; SYKES, D. A. Lumbar sagittal mobility and low back symptoms in patients treated with manipulation. **J. Spinal Disord.**, v.3, p.262-268, 1990.

CALLING, B.; LEE, M. Effect of direction of applied mobilization force on the posteroanterior response in the lumbar spine. **J. Manipul. Physiol. Therap.**, v.24, p.71-78, 2001.

CHESTER, R.; WATSON, M. J. A newly developed spinal simulator. **Manual Ther.**, v.5, p.234-242, 2000.

CHIRADEJNANT, A.; MAHER, C. G.; LATIMER, J. Development of an instrumented couch to measure forces during manual physiotherapy treatment. **Manual Ther.**, v. 6, p.229-234, 2001.

CRAWFORD, R. P.; KEAVENY, T. M. Relationship between axial and bending behaviors of the human thoracolumbar vertebra. **Spine**, v. 29, p. 2248-2255, 2004.

COLLOCA, C. J.; KELLER, T. S.; PETERSON, T. K.; SELTZER, D. E. Comparison of dynamic posteroanterior spinal stiffness to plain film radiographic images of lumbar disk height. **J. Manipul. Physiol. Therap.**, v.26, p.233-241, 2003.

COLLOCA, C. J.; KELLER, T. S. Stiffness and neuromuscular reflex response of the human spine to posteroanterior manipulative thrusts in patients with low back pain. **J. Manipul. Physiol. Therap.**, v.24, p.489-499, 2001.

CORRIGAN, B.; MAITLAND, G. D. **Prática clínica ortopedia & reumatologia: diagnóstico e tratamento.** São Paulo: Premier, 2000. p.15.

CURRIER, D. P.; NELSON, R. M. **Dynamics of human biologic tissues.** Philadelphia: F. A. Davis Company, 1992. p.1-2.

CURRIER, D. P. **Elements of research in physical therapy.** Baltimore: Williams & Wilkins, 1990. p. 67.

EDMONDSTON, S. J.; ALLISON, G. T.; GREGG, C.D.; PURDEN, S. M.; SVANSSON, G. R.; WATSON, A. E. Effect of position on the posteroanterior stiffness of the lumbar spine. **Manual Ther.**, v.3, p. 21-26, 1998.

HALL, S. J. **Biomecânica básica.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. p.202.

HARMS, M.; BADER, D. Variability of forces applied by experienced therapists during spinal mobilisation. **Clin. Biomech.**, v.12, p.393-399, 1997.

HARMS, M.; MILTON, A.; CUSICK, G.; BADER, D. Instrumentation of a mobilization couch for dynamic load measurement. **J. Med. Eng. Technol.**, v.19, p.119-122, 1995.

HERZOG, W. **Clinical biomechanics of spinal manipulation.** New York: Churchill Livingstone, 2000. p. 42, 99, 196.

HERZOG, W.; CONWAY, P. J.; KAWCHUK, G. N.; ZHANG, Y.; HASLER, E. M. Forces exerted during spinal manipulative therapy. **Spine**, v.18, p.1206-1212, 1993.

HOPKINS, W. G. Measures of reliability in sports medicine and science. **Sports Med.**, v.30, p.1-15, 2000.

JULL, G. A.; GIBSON, K. Aspects of therapist reliability in manual examination of lumbar intersegmental motion. In:AUSTRALIAN PHYSIOTHERAPY ASSOCIATION, NATIONAL CONFERENCE, Hobart, 1986. [**Proceedings...**] Hobart:APA, 1986. p.129-137.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana**. Rio de Janeiro: Panamericana, 2000. v.3, p.12, 14, 20.

KELLER, T. S.; COLLOCA, C. J.; FUHR, A. W. **In vivo** transient vibration assessment of the normal human thoracolumbar spine. **J. Manipul. Physiol. Therap.**, v.23, p.521-530, 2000.

KENDALL, F. P.; McCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. **Músculos, provas e funções**. São Paulo: Manole, 1995. p.23.

KNOPLICH, J. **Enfermidades da coluna vertebral**. São Paulo: Panamed, 1989. p.2-3.

LATIMER, J.; LEE, M.; ADAMS, R. D. The effects of high and low loading forces on measured values of lumbar stiffness. **J. Manipul. Physiol. Therap.**, v.21, p.157-163, 1998.

LATIMER, J.; HOLLAND, M.; LEE, M.; ADAMS, R. D. Plinth padding and measures of posteroanterior lumbar spine. **J. Manipul. Physiol. Therap.**, v.20, p.315-319, 1997.

LATIMER, J.; GOODSSELL, M. M.; LEE, M.; MAHER, C. G.; WILKINSON, B. N.; MORAN, C. C. Evaluation of a new device for measuring responses to posteroanterior

forces in a patient population, Part 1: Reliability testing. **Phys.Ther.**, v.76, p.158-165, 1996 (1).

LATIMER, J.; LEE, M.; ADAMS, R.; MORAN, C. M. An investigation of the relationship between low back pain and lumbar posteroanterior stiffness. **J. Manipul. Physiol. Therap.**, v.19, p.587-591, 1996 (2).

LATIMER, J.; LEE, M.; GOODSSELL, M. M.; MAHER, C. G.; WILKINSON, B. N.; ADAMS, R. Instrumented measurement of spinal stiffness. **Manual Ther.**, v.1, p.204-209, 1996 (3).

LEDERMAN, E. **Fundamentos da terapia manual**. São Paulo: Manole, 2001. p.10.

LEE, M.; STEVEN, G. P.; CROSBIE, J.; JED, R. Variations in posteroanterior stiffness in thoracolumbar spine: preliminary observations and proposed mechanisms. **Phys.Ther.**, v.78, p.1277-1287, 1998.

LEE, M; LATIMER, J.; MAHER, C. Manipulation: Investigation of a proposed mechanism. **Clin.Biomech.**, v.8, p.302-306, 1993.

LEE, M.; LIVERSIDGE, K. Posteroanterior stiffness at three locations in the lumbar spine. **J. Manipul. Physiol. Therap.**, v.17, p.511-516, 1994.

LEE, M.; SVENSSON, N. L. Effect of frequency on response of the spine to lumbar posteroanterior forces. **J. Manipul. Physiol. Therap.**, v.16, p.439-446, 1993.

_____. Measurement of stiffness during simulated spinal physiotherapy. **Clin. Phys. Physiol. Meas.**, v.11, p.201-207, 1990.

LEE, R; EVANS, J. An **in vivo** study of the intervertebral movements produced by posteroanterior mobilisation. **Clin. Biomech.**, v.12, p.400-408, 1997.

_____. Loads in the lumbar spine during traction therapy. **Austr.J. Physiother.**, v.47, p.102-108, 2001.

_____. Load-displacement-time characteristics of the spine under posteroanterior mobilization. **Austr. J. Physiother.**, v.38, p.115-123, 1992.

_____. Towards a better understanding of spinal posteroanterior mobilization. **Physiother.**, v.80, p.68-73, 1994.

LEE, Y. H.; CHEN, Y. L. Regressionally determined vertebral inclination angles of the lumbar spine in static lifts. **Clin. Biomech.**, v.15, p.672-677, 2000.

MAHER, C.; LATIMER, J.; HOLLAND. M. Plinth padding confounds measures of posteroanterior spinal stiffness. **Manual Ther.**, v.4, p.145-150, 1999.

MAITLAND, G. D. **Manipulação vertebral de Maitland**. São Paulo: Panamericana, 1989. p.165, 315.

McGREGOR, A. H.; ANDERTON, L.; GEDROYC, W. M. W.; JOHNSON, J.; HUGHES, S. P. F. Assesment of spinal kinematics using open interventional magnetic resonance imaging. **Clin. Orthop. Related Res.**, v.392, p.341-348, 2001.

NICHOLSON, L.; MAHER, C.; ADAMS, R.; PHAN-THIEN, N. Stiffness properties of lumbar spine: a lumped parameter model. **Clin. Biomech.**, v.16, p.285-292, 2001.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Basic biomechanics of musculoskeletal system**. Philadelphia. Lea & Fabiger, 1989. p.65-67.

_____. **Biomecânica básica do sistema musculoesquelético**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. p.87, 230.

PETTY, N. J. The effect of posteroanterior mobilization on sagittal mobility of the lumbar spine. **Manual Ther.**, v.1, p.25-29,1995.

RIDDLE, D. L. Measurement of accessory motion: critical issues and related concepts. **Phys. Ther.**, v.72, p.865-874,1992.

SAITO, A. Clinical biomechanics of posteroanterior pressure to the spine. **J. Phys. Ther. Sci.**, v.7, p.39-44, 1995.

SHIRLEY, D.; ELLIS, E.; LEE, M. The response of posteroanterior lumbar stiffness to repeated loading. **Manual Ther.**, v.7, p.19-25, 2002.

SIMMONDS, M.; KUMAR, S.; LEHELDT, E. Use of a spinal model to quantify the forces and motion that occur during therapists tests of spinal motion. **Phys.Ther.**, v.75, p.212-222, 1995.

SPENCE, A. P. **Anatomia humana básica**. São Paulo: Manole, 1991. p.123, 129.

THRELKELD, A. J. The effects of manual therapy on connective tissue. **Phys.Ther.**, v.72, p.893-902,1992.

TIXA, S. **Atlas de anatomia palpatória do pescoço, do tronco e do membro superior**, São Paulo: Manole, 2000. p.41.

TRIANO, J. J. Biomechanics of spinal manipulative therapy. **Spine J.**, v.1, p.121-130, 2001.

THOMPSON, R. E.; PEARCY, M. J.; DOWNING, K. J.; MANTHEY, B. A.; PARKINSON, I. H.; FAZZALARI, N. I. Disc lesions and the mechanics of the intervertebral joint complex. **Spine**, v. 25, p.3026-3035, 2000.

TWOMEY, L.; TAYLOR, J. Spine update. exercise and spinal manipulation in the treatment of low back pain. **Spine J.**, v. 20, p.615-619, 1995.

TWOMEY, L. T. A rationale for the treatment of back pain and joint pain by manual therapy. **Phys. Ther.**, v. 72, p.885-892, 1992.

VINER, A.; LEE, M.; ADAMS, R. Posteroanterior stiffness in the lumbosacral spine: the correlation between adjacent vertebral levels. **Spine**, v.22, p.2724-2729, 1997.

VINER, A.; LEE, M. Direction of manual force applied during assessment of stiffness in the lumbosacral spine. **J. Manipulative Physiol. Ther.**, v.18, p.441-447, 1995.

WATSON, M.; BURNETT, M.; DICKENS, W. Experiment in recording passive spinal movement. **Physiother.**, v.75, p.747-749, 1989.

WHITE, A. A.; PANJABI, M. M. **Clinical biomechanics of the spine**. Philadelphia: Lippincott Williams & Williams, 1990. p.107.

ANEXO A - APRECIÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA



UNIVERSIDADE TAUBATÉ

Autarquia Municipal de Regime Especial
Reconhecida pelo Dec. Fed. Nº 78.924/76

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

Rua Visconde do Rio Branco, 210 – CEP 12020-040 – Taubaté – SP – Brasil
Tel. (12) 225 4217/4143 Telefax (12) 232 2947 – E-mail edwiges@unitau.br

DECLARAÇÃO

Registro CEP/UNITAU nº 056/04 (Esse número de registro deverá ser citado pelo pesquisador nas correspondências referentes a este projeto)

Projeto de Pesquisa: *Caracterização da rigidez póstero-anterior da coluna lombar "in vivo": Uma análise biomecânica*

Pesquisador(a) Responsável: Rodrigo Silva e Santos

Apresentar relatório final ao término da pesquisa: 31/12/2005

O Comitê de Ética em Pesquisa, em reunião de **16/04/04** e no uso das competências definidas na Resolução CNS/MS 196/96, considerou o Projeto acima **aprovado**, aprovado após atendimento às pendências.

Taubaté, 12 de maio de 2004

Profª Drª Maria Júlia Ferreira Xavier Ribeiro
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Taubaté

APÊNDICE A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Projeto de Pesquisa:

CARACTERIZAÇÃO DA RIGIDEZ PÓSTERO-ANTERIOR DA COLUNA LUMBAR *IN VIVO*: UMA ANÁLISE BIOMECÂNICA

- Essas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo, que visa analisar as características biomecânicas da rigidez póstero-anterior da coluna lombar;
- Essa análise não trará nenhum desconforto ou risco à sua integridade física;
- A pesquisa será feita utilizando um dispositivo (equipamento) capaz de simular a mobilização póstero-anterior na coluna lombar, uma técnica de terapia manual usualmente utilizada por fisioterapeutas, para colher informações em relação à dor e à mobilidade intervertebral (rigidez);
- Nenhuma conduta será invasiva ao seu corpo;
- Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. O principal investigador é o fisioterapeuta Rodrigo Silva e Santos;
- É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo, sem qualquer prejuízo à sua pessoa;
- Os resultados obtidos durante este ensaio serão mantidos em sigilo, e os voluntários não serão identificados por ocasião da exposição ou publicação dos resultados experimentais;
- Não há despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo. Também não há compensação financeira relacionada à sua participação. Se existir qualquer despesa adicional, ela será absorvida pelo orçamento da pesquisa;
- O voluntário poderá contactar a Secretaria da Comissão de Ética para apresentar recursos ou reclamações em relação ao ensaio clínico;
- O voluntário obtém todas as informações necessárias para poder decidir conscientemente sobre a participação no referido ensaio.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo **“CARACTERIZAÇÃO DA RIGIDEZ PÓSTERO-ANTERIOR DA COLUNA LOMBAR *IN VIVO*: UMA ANÁLISE BIOMECÂNICA”**

Eu discuti com o fisioterapeuta Rodrigo Silva e Santos sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo.

Data ____ / ____ / ____.

Assinatura do voluntário

RG: _____

Data ____ / ____ / ____.

Assinatura da testemunha

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste voluntário para a participação neste estudo.

Data ____ / ____ / ____.

Rodrigo Silva e Santos

APÊNDICE B - DADOS DE CALIBRAÇÃO DO SENSOR DE FORÇA

Tabela 5- Dados de calibração do sensor de força na faixa de carga de 0 a 300 N.

Força (N)	Tensão (mV)
0	0,00037
50	0,00456
100	0,00867
150	0,01299
200	0,01742
250	0,02113
300	0,02539

APÊNDICE C - DADOS DE CALIBRAÇÃO DO SENSOR DE DESLOCAMENTO

Tabela 6- Dados de calibração do sensor de deslocamento na faixa de deslocamento de 0 a 10 mm.

Deslocamento (mm)	Tensão (mV)
0	0,00
1	40,46
2	80,74
3	120,86
4	161,00
5	201,40
6	241,16
7	281,30
8	324,66
9	364,82
10	405,38

APÊNDICE D - VALORES DO COEFICIENTE DE VARIABILIDADE (CV)

Tabela 7- Valores médios dos coeficientes de variabilidade calculados para todos os dados de força (sensor de força) e deslocamento (potenciômetros 1, 2 e 3) interpolados a partir do registro inicial básico dos sinais para todos os sujeitos da amostra em todos os níveis vertebrais analisados.

FONTE DOS DADOS	CV (%)
Potenciômetro (1)	8,5
Potenciômetro (2)	2,6
Potenciômetro (3)	14,5
Sensor de força	6,0

APÊNDICE E - ROTINA DESENVOLVIDA EM “MAT LAB” 6.1

PARA ANÁLISE DOS DADOS

% LUIZ HELENO MOREIRA DUQUE (modelo desenvolvido em novembro / 2007)
% PARÂMETROS *IN VIVO* (RODRIGO SILVA E SANTOS)

function DX=M10SRTB(x);

global GFA1 RGFA1 GFA2 RGFA2 GFA3 RGFA3 GFA4 RGFA4 GFA5 RGFA5 x X RM1
 RM2 RM3 RM4 RM5 CMSD1 CMSD2 CMSD3 CMSD4 CMSD5 IS ID A1 A2 A3 A4 A5 A6
 XES1 XED1 FES1 FED1 XES2 XED2 FES2 FED2 XES3 XED3 FES3 FED3 XES4 XED4
 FES4 FED4 XES5 XED5 FES5 FED5 XS1 XD1 FS1 FD1 XS2 XD2 FS2 FD2 XS3 XD3 FS3
 FD3 XS4 XD4 FS4 FD4 XS5 XD5 FS5 FD5 RMS1 RMS2 RMS3 RMS4 RMS5 RMD1 RMD2
 RMD3 RMD4 RMD5

```

FXS1=polyfit(XS1,FS1,IS);    % aproximação por série truncada no carregamento (melhor ordem)
FSCB1=polyval(FXS1,x);
FSC1=(FSCB1);
KSB1=polyder(FXS1);        % deriva "rigidez no carregamento"
FKSCB1=polyval(KSB1,x);
RMS1=(FKSCB1);
FXD1=polyfit(XD1,FD1,IS);  % aproximação por série truncada na relaxação (melhor ordem)
FDCB1=polyval(FXD1,x);
FSD1=(FDCB1);
KDB1=polyder(FXD1);        % deriva "rigidez na relaxação"
FKDCB1=polyval(KDB1,x);
RMD1=(FKDCB1);
ACMSD1=(FSC1+FSD1)/2;
ARM1=(RMS1+RMD1)/2;
GFA1=[min(ACMSD1) .25*max(ACMSD1) .50*max(ACMSD1) .75*max(ACMSD1)
max(ACMSD1)]
RGFA1=[min(ARM1) .25*max(ARM1) .50*max(ARM1) .75*max(ARM1) max(ARM1)]

FXS2=polyfit(XS2,FS2,IS);
FSCB2=polyval(FXS2,x);
FSC2=(FSCB2);
KSB2=polyder(FXS2);
FKSCB2=polyval(KSB2,x);
RMS2=(FKSCB2);

```

```

FXD2=polyfit(XD2,FD2,IS);
FDCB2=polyval(FXD2,x);
FSD2=(FDCB2);
KDB2=polyder(FXD2);
FKDCB2=polyval(KDB2,x);
RMD2=(FKDCB2);
ACMSD2=(FSC2+FSD2)/2;
ARM2=(RMS2+RMD2)/2;
GFA2=[min(ACMSD2) .25*max(ACMSD2) .50*max(ACMSD2) .75*max(ACMSD2)
max(ACMSD2)]
RGFA2=[min(ARM2) .25*max(ARM2) .50*max(ARM2) .75*max(ARM2) max(ARM2)]

```

```

FXS3=polyfit(XS3,FS3,IS);
FSCB3=polyval(FXS3,x);
FSC3=(FSCB3);
KSB3=polyder(FXS3);
FKSCB3=polyval(KSB3,x);
RMS3=(FKSCB3);
FXD3=polyfit(XD3,FD3,IS);
FDCB3=polyval(FXD3,x);
FSD3=(FDCB3);
KDB3=polyder(FXD3);
FKDCB3=polyval(KDB3,x);
RMD3=(FKDCB3);
ACMSD3=(FSC3+FSD3)/2;
ARM3=(RMS3+RMD3)/2;
GFA3=[min(ACMSD3) .25*max(ACMSD3) .50*max(ACMSD3) .75*max(ACMSD3)
max(ACMSD3)]
RGFA3=[min(ARM3) .25*max(ARM3) .50*max(ARM3) .75*max(ARM3) max(ARM3)]

```

```

FXS4=polyfit(XS4,FS4,IS);
FSCB4=polyval(FXS4,x);
FSC4=(FSCB4);
KSB4=polyder(FXS4);
FKSCB4=polyval(KSB4,x);
RMS4=(FKSCB4);
FXD4=polyfit(XD4,FD4,IS);
FDCB4=polyval(FXD4,x);
FSD4=(FDCB4);
KDB4=polyder(FXD4);
FKDCB4=polyval(KDB4,x);
RMD4=(FKDCB4);
ACMSD4=(FSC4+FSD4)/2;
ARM4=(RMS4+RMD4)/2;
GFA4=[min(ACMSD4) .25*max(ACMSD4) .50*max(ACMSD4) .75*max(ACMSD4)
max(ACMSD4)]
RGFA4=[min(ARM4) .25*max(ARM4) .50*max(ARM4) .75*max(ARM4) max(ARM4)]

```

```

FXS5=polyfit(XS5,FS5,IS);
FSCB5=polyval(FXS5,x);
FSC5=(FSCB5);
KSB5=polyder(FXS5);
FKSCB5=polyval(KSB5,x);
RMS5=(FKSCB5);
FXD5=polyfit(XD5,FD5,IS);
FDCB5=polyval(FXD5,x);
FSD5=(FDCB5);
KDB5=polyder(FXD5);
FKDCB5=polyval(KDB5,x);
RMD5=(FKDCB5);
ACMSD5=(FSC5+FSD5)/2;
ARM5=(RMS5+RMD5)/2;
GFA5=[min(ACMSD5) .25*max(ACMSD5) .50*max(ACMSD5) .75*max(ACMSD5)
max(ACMSD5)]
RGFA5=[min(ARM5) .25*max(ARM5) .50*max(ARM5) .75*max(ARM5) max(ARM5)]

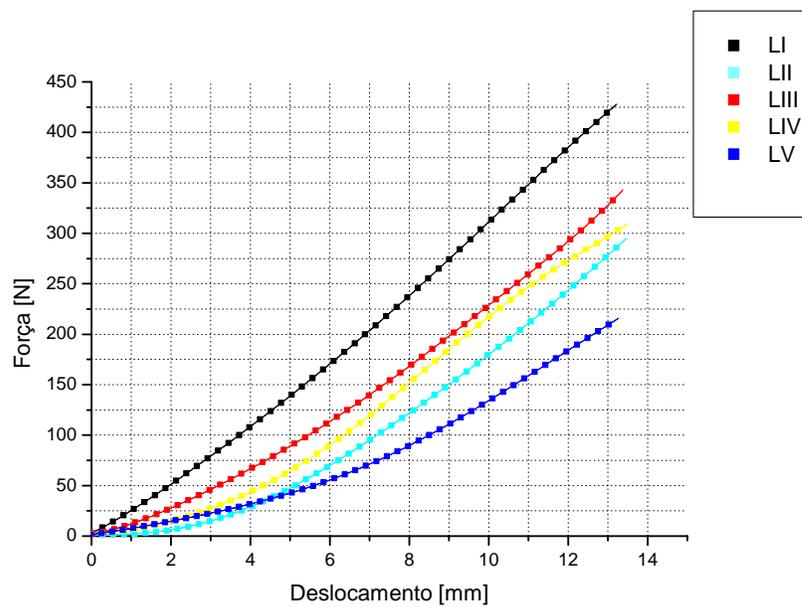
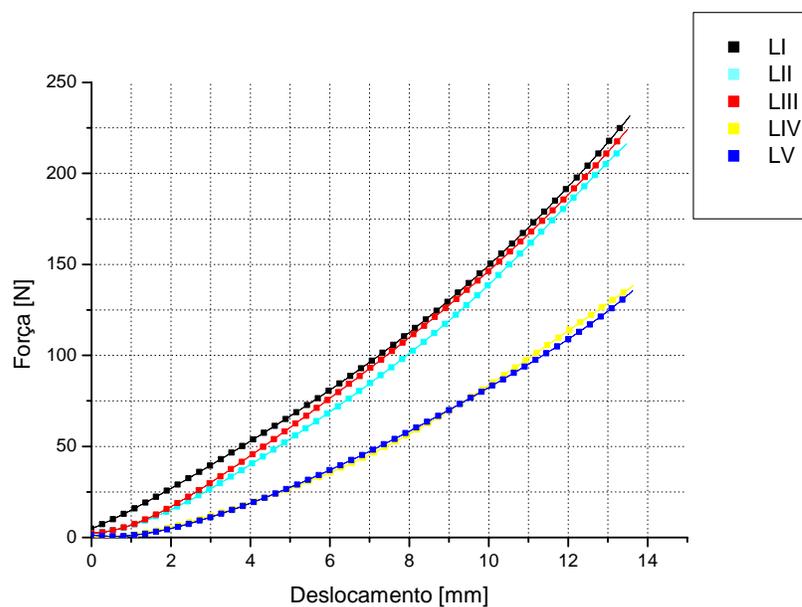
```

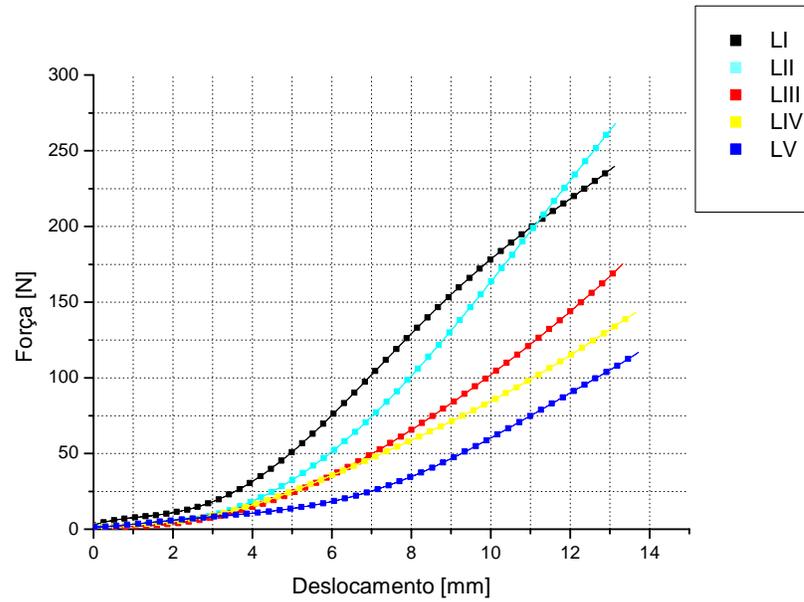
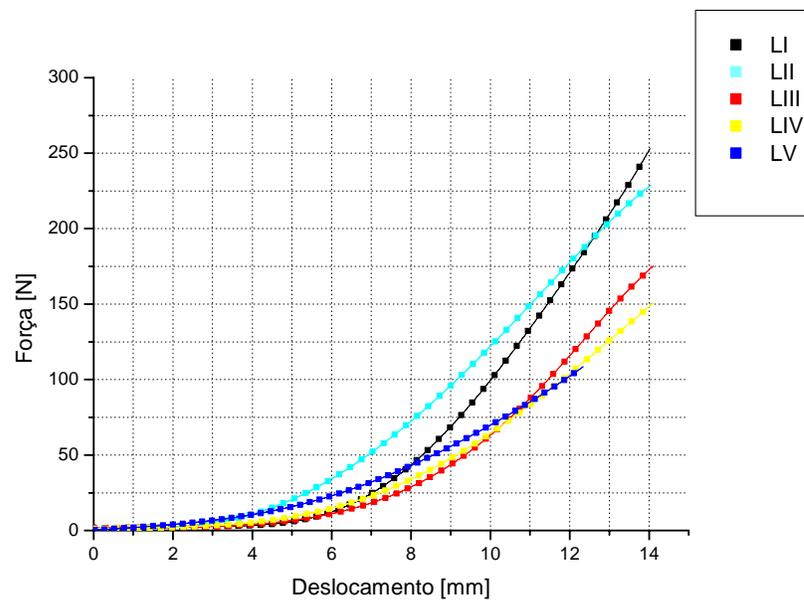
```

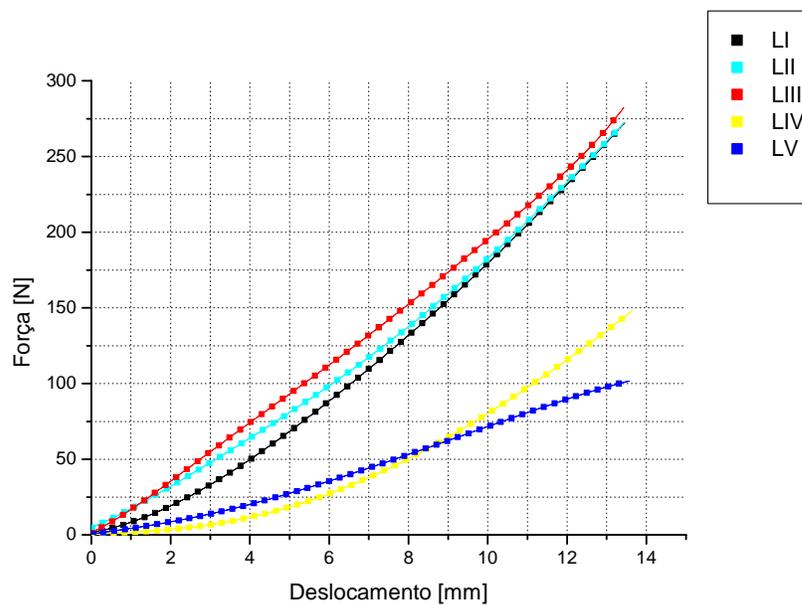
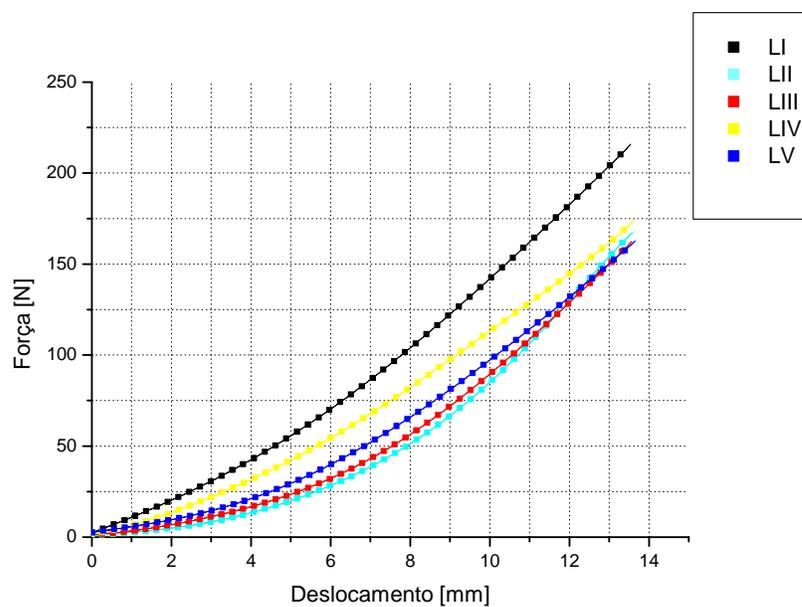
%%%%%%%%%%%%%% VARIÁVEIS GLOBAIS %%%%%%%%%%%%%%%
X=[X x];
RM1=[RM1 ARM1];
RM2=[RM2 ARM2];
RM3=[RM3 ARM3];
RM4=[RM4 ARM4];
RM5=[RM5 ARM5];
CMSD1=[CMSD1 ACMSD1];
CMSD2=[CMSD2 ACMSD2];
CMSD3=[CMSD3 ACMSD3];
CMSD4=[CMSD4 ACMSD4];
CMSD5=[CMSD5 ACMSD5];

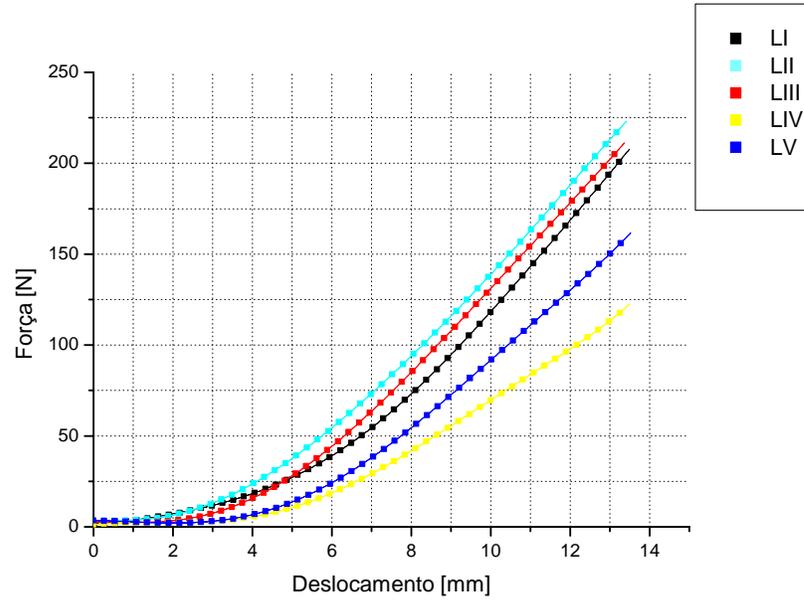
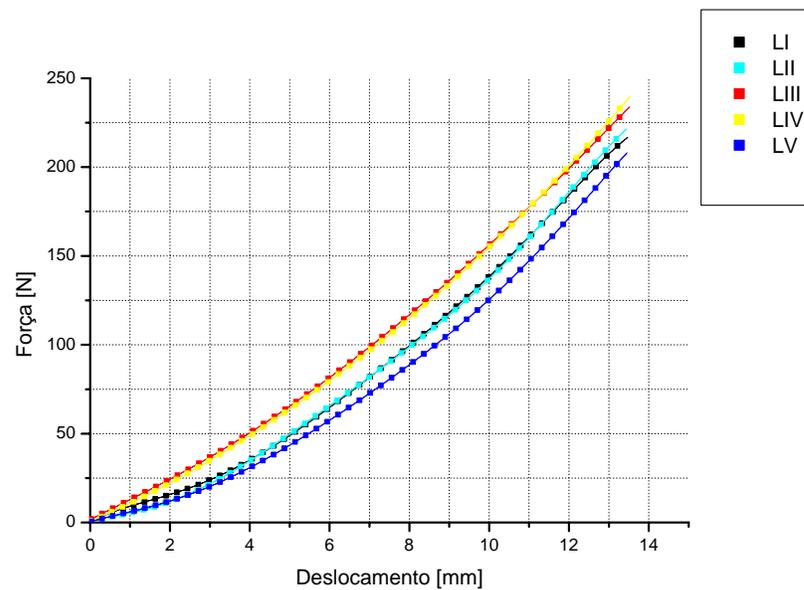
```

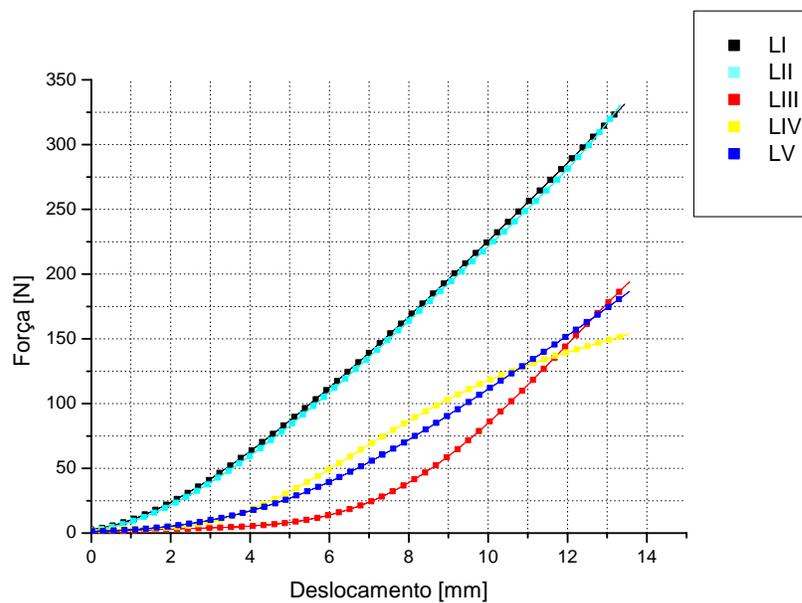
**APÊNDICE F - CURVAS DE TENDÊNCIA FORÇA *VERSUS*
DESLOCAMENTO PARA TODOS OS SUJEITOS DA AMOSTRA
(n=10)**

Curvas de tendência força **versus** deslocamento para o sujeito 1Curvas de tendência força **versus** deslocamento para o sujeito 2

Curvas de tendência força **versus** deslocamento para o sujeito 3Curvas de tendência força **versus** deslocamento para o sujeito 4

Curvas de tendência força **versus** deslocamento para o sujeito 5Curvas de tendência força **versus** deslocamento para o sujeito 6

Curvas de tendência força **versus** deslocamento para o sujeito 7Curvas de tendência força **versus** deslocamento para o sujeito 8

Curvas de tendência força **versus** deslocamento para o sujeito 9Curvas de tendência força **versus** deslocamento para o sujeito 10