

**HENRIQUE SHIMANUKI MUTA**

**ESTUDO DA APLICAÇÃO DE FORÇA  
DURANTE A TÉCNICA DE MOBILIZAÇÃO PÓSTERO ANTERIOR  
CENTRAL NA COLUNA LOMBAR**

Dissertação apresentada à  
Faculdade de Engenharia do  
Campus de Guaratinguetá,  
Universidade Estadual Paulista,  
para a obtenção do título de  
Mestre em Engenharia Mecânica  
na área de Projetos e Materiais.

Orientador: **Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão**

Guaratinguetá  
2006



**UNESP** **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**  
**Faculdade de Engenharia do Campus de**  
**Guaratinguetá**

**ESTUDO DA APLICAÇÃO DE FORÇA DURANTE A TÉCNICA DE  
MOBILIZAÇÃO PÓSTERO ANTERIOR CENTRAL NA COLUNA LOMBAR**

***HENRIQUE SHIMANUKI MUTA***

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

ESPECIALIDADE: ENGENHARIA MECÂNICA  
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: PROJETOS E MATERIAIS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-  
GRADUAÇÃO

Prof. Dr. João Andrade de Carvalho Júnior  
Coordenador

***BANCA EXAMINADORA:***

Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO  
Orientador/UNESP-FEG

Prof. Dr. LUIZ CARLOS DE QUEIROZ  
FAENQUIL

Prof. Dr. MAURO PEDRO PERES  
UNESP-FEG

Janeiro de 2006

## **DADOS CURRICULARES**

### **HENRIQUE SHIMANUKI MUTA**

NASCIMENTO	21.12.1979 – SÃO JOSÉ DOS CAMPOS / SP
FILIAÇÃO	Eduardo Akiyo Muta Rachel Mineko Shimanuki Muta
1998/2001	Curso de Graduação em Fisioterapia Universidade do Vale do Paraíba - UNIVAP
2002/2003	Curso de Pós-Graduação em Fisioterapia Traumato Ortopédica, nível de Especialização, na Universidade Gama Filho -UGF
2004/2006	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da UNESP

de modo especial, à minha esposa Mariana.

## AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar agradeço a Deus, fonte da vida e da graça. Agradeço pela minha vida, minha inteligência, minha família e meus amigos,

ao meu orientador, *Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão*, que jamais deixou de me incentivar. Sem a sua orientação, dedicação e auxílio, o estudo aqui apresentado seria praticamente impossível,

aos professores *Dr. José Elias Tomazini e Dr. Luiz Fernando Costa Nascimento*, pela colaboração intelectual e auxílio no desenvolvimento do projeto,

aos meus colegas de turma, em especial a Felipe Fernandes Lemos e Elaine Teodoro, dos quais a amizade poderei contar para sempre,

aos meus pais *Eduardo e Rachel*, por me proporcionarem estudos,

à minha sogra *Alba*, que sempre me acolheu com alegria em sua casa,

aos funcionários da pós - graduação por serem pessoas com quem pude contar,

aos técnicos do Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Urbano Gonçalves de Oliveira e Walter Luiz Medeiros Tupinambá, pela dedicação, presteza e principalmente pela vontade de ajudar,

e, principalmente, aos voluntários, pois foram personagens essenciais desta pesquisa.

- Este trabalho contou com apoio da seguinte entidade:

CAPES – através do PROGRAMA DE APOIO À PÓS-GRADUAÇÃO –  
PROAP.

O difícil não é subir, mas, ao subir,  
continuarmos a ser quem somos.

(Jules Michelet)

MUTA, H. S. **Estudo da aplicação de força durante a técnica de mobilização pósterio anterior central na coluna lombar.** 2006. 108f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2006.

## **RESUMO**

Na fisioterapia existem procedimentos que dependem da percepção manual do fisioterapeuta por estarem relacionados à aplicação de forças graduadas. Alguns estudos demonstraram que há uma grande dificuldade na percepção da força, ocorrendo grande variabilidade em sua aplicação. O objetivo deste estudo foi desenvolver um equipamento portátil para a medida de forças aplicadas por fisioterapeutas durante a realização da técnica de pressão pósterio anterior central na coluna lombar e analisar alguns parâmetros envolvidos no método de mobilização articular. Houve variabilidade na forma de aplicação das cargas em diferentes aspectos. Dessa forma, podemos demonstrar com esses resultados, que a percepção manual do fisioterapeuta durante a realização da técnica de pressão pósterio anterior central não foi tão precisa comparando os valores estimados com os valores das cargas aplicadas durante o intervalo de coleta.

**PALAVRAS-CHAVE:** Mobilização vertebral, coluna lombar, medidas de força, extensometria.



MUTA, H. S. **Study of the force application during the posteroanterior central mobilization technique in the lumbar spine.** 2006. 108f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2006.

## **ABSTRACT**

In Physical Therapy there are some procedures that depend on manual sensibility of physical therapist because that involves graded forces. Some studies have shown that there is a great difficulty in the perception of the force, occurring great variability on the application. The purpose of this study is to develop a portable device to measure the forces applied by physical therapists during the procedure of posteroanterior central pressure in the lumbar spine and to analyze some parameter involved in the method of articular mobilization. There was variability in application of the technique in many ways. Therefore, we can show with these results that the manual sensibility of the physical therapists during the application of the posteroanterior central pressure technique wasn't accurate comparing the estimated values to the actual results obtained during the experiment interval of time.

**KEYWORDS:** Spinal mobilization, lumbar spine, force measurement, strain-gage.

## SUMÁRIO

### LISTA DE FIGURAS

### LISTA DE QUADROS E TABELAS

### LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

### LISTA DE SÍMBOLOS

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	20
1.1	A FISIOTERAPIA PARA A COLUNA VERTEBRAL LOMBAR .	20
1.2	OBJETIVO DO PRESENTE ESTUDO .....	23
1.3	RELEVÂNCIA DA PESQUISA .....	23
1.4	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO .....	24
<b>2</b>	<b>MÉTODO DE MOBILIZAÇÃO ARTICULAR</b> .....	25
2.1	ARTICULAÇÕES E MOVIMENTOS ACESSÓRIOS.....	25
<b>2.1.1</b>	<b>Lesão em hipomobilidade</b> .....	26
<b>2.1.2</b>	<b>Lombalgia</b> .....	27
<b>2.1.3</b>	<b>A coluna vertebral e suas articulações</b> .....	29
<b>2.1.4</b>	<b>Coluna vertebral lombar</b> .....	34
<b>2.1.5</b>	<b>Tratamentos para dor lombar</b> .....	36
2.2	MOVIMENTO PASSIVO NO TRATAMENTO ARTICULAR.....	38
<b>2.2.1</b>	<b>Movimento passivo acessório: mobilização articular</b> .....	40
2.2.1.1	Indicações e contra-indicações .....	43
2.2.1.2	Divisão da técnica em graus .....	44
2.2.1.3	Pressão pósterio anterior central .....	46
2.2.1.4	Rigidez articular pósterio anterior.....	50
2.2.1.5	A técnica e a percepção manual .....	51
<b>3</b>	<b>INSTRUMENTO PARA MEDIÇÃO DE FORÇA</b> .....	56
3.1	EXTENSOMETRIA .....	56
3.2	CÉLULAS DE CARGA .....	56
3.3	DESENVOLVIMENTO DO DISPOSITIVO .....	59
<b>3.3.1</b>	<b>Cálculos utilizados para a construção do corpo deformável</b> .....	59
<b>3.3.2</b>	<b>Montagem do dispositivo</b> .....	62
<b>4</b>	<b>PROCEDIMENTOS</b> .....	65
4.1	PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO DO INSTRUMENTO.....	65
4.2	FORMA DE APLICAÇÃO DA FORÇA .....	66
<b>4.2.1</b>	<b>Amostra experimental</b> .....	67
4.2.1.1	Pacientes .....	67
4.2.1.2	Fisioterapeutas .....	67
<b>4.2.2</b>	<b>Equipamento experimental</b> .....	68
4.2.2.1	Aquisição dos dados .....	68
4.2.2.2	Tratamento e análise dos dados .....	69

4.2.3	<b>Realização das coletas</b> .....	69
4.3	<b>ANÁLISE DOS DADOS</b> .....	72
4.3.1	<b>Cálculo da amplitude da carga</b> .....	72
4.3.2	<b>Cálculo da frequência utilizada</b> .....	72
4.3.3	<b>Comparação das cargas aplicadas em diferentes graus...</b>	73
4.3.4	<b>Comportamento da carga aplicada durante cada coleta...</b>	73
4.3.5	<b>Correlação das cargas aplicadas com as cargas estimadas</b> .....	73
5	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> .....	74
5.1	<b>AMPLITUDE DA CARGA</b> .....	75
5.2	<b>FREQÜÊNCIA DE OSCILAÇÃO UTILIZADA POR CADA TERAPEUTA</b> .....	76
5.3	<b>CARGAS APLICADAS EM DIFERENTES GRAUS</b> .....	76
5.4	<b>COMPORTAMENTO DA CARGA DURANTE A COLETA</b> .....	85
5.5	<b>CARGAS APLICADAS X CARGAS ESTIMADAS</b> .....	95
6	<b>COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES</b> .....	97
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	98
	APÊNDICE A – Questionário de inclusão e termo de consentimento para fisioterapeutas.....	106
	APÊNDICE B – Termo de consentimento para inclusão de voluntários pacientes .....	107
	ANEXO A – Aprovação do Comitê de Ética da UNITAU .....	108

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	- Desenho esquemático da coluna vertebral óssea humana .....	30
FIGURA 2	- Desenho esquemático da vértebra lombar e orientação das facetas articulares (KAPANDJI, 1990). 30	30
FIGURA 3	- Desenho esquemático do disco intervertebral, sua disposição e núcleo pulposo (KAPANDJI, 1990).....	31
FIGURA 4	- Radiografia e desenho esquemático da coluna vertebral lombar (COLLOCA et al., 2003).....	35
FIGURA 5	- Ilustração do esquema da divisão dos graus de mobilização articular (BJÖRNSDÓTTIR, 1997).....	45
FIGURA 6	- Desenho esquemático da técnica de pressão pósterio anterior central (CORRIGAN; MAITLAND, 2000). .....	46
FIGURA 7	- Desenho esquemático da técnica de pressão pósterio anterior central sobre a coluna óssea lombar (LEE; EVANS, 1997). .....	47
FIGURA 8	- Desenho esquemático do transdutor aplicado à muleta (FARIA; CARVALHO, 2002).....	57
FIGURA 9	- Desenho esquemático do transdutor aplicado à palmilha (FARIA; CARVALHO, 2002). .....	58
FIGURA 10	- Desenho esquemático de uma maca instrumentada com células de carga (HARMS; BADER, 1997) .....	58
FIGURA 11	- Montagem da lâmina. R1 e R2 = extensômetros.....	59
FIGURA 12	- Modelo esquemático da meia ponte de Wheatstone. R1 e R2 = extensômetros, $\Delta U$ = tensão de saída da ponte, $V$ = tensão de excitação, $\varepsilon_i$ = deformação específica normal. ....	60
FIGURA 13	- Peça para proteção do sistema vista de perfil .....	63
FIGURA 14	- Montagem do dispositivo.....	63
FIGURA 15	- Fixação do dispositivo na mão do fisioterapeuta .....	64

FIGURA 16	- Desenho esquemático do procedimento de calibração do sistema .....	65
FIGURA 17	- Gráfico da correlação cargas conhecidas x médias das tensões resultantes com a reta de regressão linear .....	66
FIGURA 18	- Fluxograma do sinal de carga .....	68
FIGURA 19	- Aplicação da técnica e disposição da sala .....	70
FIGURA 20	- Forma de aplicação da técnica .....	71
FIGURA 21	- Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 1 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central. Barra de erro = $\pm$ desvios padrão.....	77
FIGURA 22	- Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 2 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central. Barra de erro = $\pm$ desvios padrão.....	78
FIGURA 23	- Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 3 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central. Barra de erro = $\pm$ desvios padrão.....	78
FIGURA 24	- Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 4 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central. Barra de erro = $\pm$ desvios padrão.....	79
FIGURA 25	- Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 5 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central. Barra de erro = $\pm$ desvios padrão.....	79
FIGURA 26	- Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 6 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central.	

	Barra de erro = $\pm$ desvios padrão.....	80
FIGURA 27	- Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 7 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central. Barra de erro = $\pm$ desvios padrão.....	80
FIGURA 28	- Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 8 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central. Barra de erro = $\pm$ desvios padrão.....	81
FIGURA 29	- Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 9 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central. Barra de erro = $\pm$ desvios padrão.....	81
FIGURA 30	- Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 10 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central. Barra de erro = $\pm$ desvios padrão.....	82
FIGURA 31	- Distribuição da força máxima para cada grau de mobilização usada pelo grupo dos 10 fisioterapeutas que participaram do estudo, indicando a mediana, quartil inferior e superior e os valores extremos. ....	83
FIGURA 32	- Distribuição da força máxima para cada grau de mobilização usada pelo grupo de 4 fisioterapeutas do sexo feminino que participaram do estudo, indicando a mediana, quartil inferior e superior e os valores extremos.....	84
FIGURA 33	- Distribuição da força máxima para cada grau de mobilização usada pelo grupo de 6 fisioterapeutas do sexo masculino que participaram do estudo, indicando a mediana, quartil inferior e superior e os valores extremos .....	84

FIGURA 34	- Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 1 .....	85
FIGURA 35	- Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 2 .....	86
FIGURA 36	- Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 3 .....	87
FIGURA 37	- Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 4 .....	88
FIGURA 38	- Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 5 .....	89
FIGURA 39	- Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 6 .....	90
FIGURA 40	- Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 7 .....	91
FIGURA 41	- Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 8 .....	92
FIGURA 42	- Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 9 .....	93
FIGURA 43	- Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 10 .....	94

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

QUADRO 1	- Comparação de quatro estudos analisando a quantidade de força aplicada durante a utilização da técnica de pressão pósterio anterior central.....	47
QUADRO 2	- Valor médio de pico máximo medido e valor estimado de força para a técnica de pressão pósterio anterior central encontrado no estudo de Björndóttir e Kumar (2003).....	52
TABELA 1	- Descrição dos fisioterapeutas que participaram como voluntários do estudo .....	75
TABELA 2	- Valores da variação na amplitude da força aplicada (em kgf) para cada grau de mobilização realizado por cada um dos voluntários fisioterapeutas incluídos no estudo .....	75
TABELA 3	- Valores de freqüência de oscilação (em Hz) para cada grau de mobilização realizado por cada um dos voluntários fisioterapeutas .....	76
TABELA 4	- Valores das médias dos picos máximos (em kgf) e desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão pósterio anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 1 .....	85
TABELA 5	- Valores das médias dos picos máximos (em kgf) e desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão pósterio anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 2 .....	86
TABELA 6	- Valores das médias dos picos máximos (em kgf) e desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão pósterio anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 3 .....	87
TABELA 7	- Valores das médias dos picos máximos (em kgf) e	



	desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão pósterio anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 4 .....	88
TABELA 8	- Valores das médias dos picos máximos (em kgf) e desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão pósterio anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 5 .....	89
TABELA 9	- Valores das médias dos picos máximos (em kgf) e desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão pósterio anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 6 .....	90
TABELA 10	- Valores das médias dos picos máximos (em kgf) e desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão pósterio anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 7 .....	91
TABELA 11	- Valores das médias dos picos máximos e (em kgf) desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão pósterio anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 8 .....	92
TABELA 12	- Valores das médias dos picos máximos (em kgf) e desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão pósterio anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 9 .....	93
TABELA 13	- Valores das médias dos picos máximos (em kgf) e desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão pósterio anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 10 .....	94
TABELA 14	- Valores das cargas estimadas (em kgf) para cada grau de mobilização, médias dos picos máximos das cargas aplicadas (em kgf) para cada grau, e respectivo ICC para cada um dos fisioterapeutas .....	95

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	- Analysis of Variance
CNS/MS	- Conselho Nacional de Saúde/Ministério de Saúde
DME	- Departamento de Mecânica
Dr.	- Doutor
F	- Feminino
FEG	- Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
HBM	- Hottinger Baldwin Messtechnik
ICC	- Intra class correlation
L3	- Terceira vértebra lombar
M	- Masculino
MA	- Massachusets
NY	- New York
Prof.	- Professor
RG	- Registro Geral
UNESP	- Universidade Estadual Paulista
UNITAU	- Universidade de Taubaté
USA	- United States Of America
Vol	- Voluntário

## LISTA DE SÍMBOLOS

$b$	largura da lâmina
$c$	distância da superfície de secção transversal até a linha neutra
$E$	módulo de elasticidade longitudinal do material
$\varepsilon, \varepsilon_i$	deformação específica normal
$h$	espessura da lâmina
$I$	momento de inércia da secção transversal
$K$	fator do extensômetro
$M$	momento fletor
$P$	força aplicada
$p$	índice de significância
$r$	comprimento da lâmina
$R$	índice de correlação
$R1$ e $R2$	extensômetros
$\Delta U$	tensão de saída da ponte
$V$	tensão de excitação
$\sigma$	tensão de flexão

# 1 INTRODUÇÃO

Esta seção destina-se a uma discussão sobre o método de mobilização articular através da técnica de pressão pósterio anterior central para a coluna lombar na avaliação e tratamento de dor lombar, os objetivos, a proposta e a relevância desta pesquisa.

## 1.1 A FISIOTERAPIA PARA A COLUNA VERTEBRAL LOMBAR

A coluna vertebral humana é uma estrutura com importantes funções. Deve prover rigidez para sustentar o homem em posição ereta, protegendo a medula espinhal e ao mesmo tempo permitir mobilidade, facilitando a locomoção (CAILLIET, 1975; MOFFAT; MOTTRAM, 1979; KAPANDJI, 1990; CALAIS-GERMAIN, 1991).

A região lombar corresponde a uma das regiões com maior incidência de lesões do sistema músculo esquelético (CAILLIET, 1975; CAILLIET, 1979; CORRIGAN; MAITLAND, 2000). Muitas vezes, são utilizados termos como lombalgia no diagnóstico médico para dores lombares, pela incapacidade de se chegar a um diagnóstico específico. Esse comportamento induz os pacientes a buscarem formas de tratamento que não tratam a causa da lesão, em muitos casos, com a utilização do tratamento medicamentoso (CHERKIN et al., 1998).

Muitas dessas “lombalgias” podem estar associadas a alterações nos movimentos acessórios das articulações intervertebrais. Geralmente em síndromes associadas com a alteração na mobilidade articular (CAILLIET, 1979; CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

Na Fisioterapia existem técnicas que são aplicadas por fisioterapeutas no diagnóstico e tratamento da mobilidade articular. Essas técnicas são baseadas em terapia manual. Aliás, segundo Van de Veen et al. (2005), a ênfase de muitas técnicas baseadas em terapia manual é na disfunção articular. Assim, fisioterapeutas que utilizam técnicas manuais, correlacionam

os achados do exame com a natureza e a distribuição dos sintomas para chegar a um diagnóstico e poder selecionar um tratamento mais adequado.

Muitas das técnicas em terapia manual, por estarem associadas à aplicação de cargas através das mãos dos fisioterapeutas, dependem do treinamento da percepção manual de cada profissional. Um método bastante conhecido na terapia manual é o método de mobilização articular (MAITLAND, 1989; CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

Esse método compreende uma série de manobras utilizadas por fisioterapeutas na avaliação e tratamento de disfunções do sistema músculo esquelético. Durante sua utilização, são aplicadas cargas de forma oscilatória para a produção de movimento acessório intra-articular. Nesse método existe uma divisão da aplicação das cargas em graus de movimento. Porém, esses graus são definidos em termos qualitativos (MAITLAND, 1989; CORRIGAN; MAITLAND, 2000), o que pode fazer com que ocorra grande variabilidade na aplicação das cargas em cada grau (CHIRADEJNANT; LATIMER; MAHER, 2002; HARMS; BADER, 1997).

Uma das principais questões quando nos referimos à aplicação de métodos baseados em terapia manual está relacionado à capacidade do fisioterapeuta perceber com suas mãos a resposta do tecido biológico humano à força que está sendo aplicada (MAITLAND, 1989; CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

Assim, durante a utilização da técnica de mobilização articular, o fisioterapeuta deve estar a todo o momento atento à quantidade de carga que está sendo aplicada e a algumas respostas teciduais produzidas, como a quantidade de movimento resultante em cada grau (SIMMONDS; KUMAR; LECHULT, 1995; BJÖRNSDÓTTIR, 1997; BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 2003).

Como o método é baseado na aplicação de cargas oscilatórias é necessário um conhecimento do comportamento da aplicação das cargas. Esse conhecimento pode ser útil em diversos estudos. Pode auxiliar no conhecimento do efeito da terapia manual no tecido conectivo, como no estudo realizado por Threlkeld (1992), e em estudos que buscam investigar a

resposta cinemática da coluna lombar às forças pósterio anteriores, como nos estudos de Keller e Colloca (2002); Keller, Colloca e Béliveau (2002) e Solinger (2000). Esse conhecimento também pode ser útil no estudo do efeito das cargas pósterio anteriores na musculatura adjacente, durante a aplicação de técnicas de mobilização articular, assim como o realizado por Paszkiewicz (1997).

Dessa maneira, não são poucos os estudos encontrados em literatura que analisaram a percepção manual na força aplicada (SIMMONDS; KUMAR; LEHELDT, 1995; BJÖRNSDÓTTIR, 1997; HARMS; BADER, 1997; CHIRADEJNANT; MAHER; LATIMER, 2001; CHIRADEJNANT; LATIMER; MAHER, 2002; BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 2003) e o deslocamento resultante (SIMMONDS; KUMAR; LEHELDT, 1995; BJÖRNSDÓTTIR, 1997; BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 2003) durante o uso de técnicas de mobilização articular.

Uma das técnicas de mobilização articular utilizada em avaliações e tratamentos de disfunções na coluna vertebral é a técnica de pressão pósterio anterior central. Nessa técnica, o fisioterapeuta através de seu osso pisiforme aplica uma carga oscilatória sobre o processo espinhoso de uma vértebra de um paciente deitado em decúbito ventral (barriga para baixo) (MAITLAND, 1989; CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

Para essa técnica foram desenvolvidos diversos equipamentos com o objetivo de avaliar a percepção manual do fisioterapeuta durante sua aplicação (SIMMONDS; KUMAR; LEHELDT, 1995; BJÖRNSDÓTTIR, 1997; HARMS; BADER, 1997; CHIRADEJNANT; MAHER; LATIMER, 2001; CHIRADEJNANT; LATIMER; MAHER, 2002; BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 2003).

Macas adaptadas com células de carga (HARMS; BADER, 1997; CHIRADEJNANT; MAHER; LATIMER, 2001; CHIRADEJNANT; LATIMER; MAHER, 2002), plataforma de força e modelo vertebral eletromecânico (SIMMONDS; KUMAR; LEHELDT, 1995; BJÖRNSDÓTTIR, 1997;

BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 2003) são alguns equipamentos utilizados para esse propósito.

Até os dias atuais, nenhuma padronização da força aplicada durante a aplicação de cada grau de mobilização foi encontrada em literatura. Essa falta de padronização pode levar a uma dificuldade na assimilação do aprendizado da quantidade de força aplicada em cada grau.

Assim, um estudo da aplicação de força durante a técnica de mobilização por pressão pósterio anterior central na coluna lombar através do desenvolvimento de um dispositivo para medida de forças poderia ser um passo importante para o desenvolvimento de procedimentos mais confiáveis de ensino da técnica de mobilização articular.

## 1.2 OBJETIVO DO PRESENTE ESTUDO

Este estudo teve como propósito desenvolver um equipamento portátil e de simples operação para medidas de forças aplicadas por fisioterapeutas durante a realização da técnica de pressão pósterio anterior central na coluna lombar.

## 1.3 RELEVÂNCIA DA PESQUISA

Esta pesquisa poderá demonstrar as características das forças empregadas por fisioterapeutas durante a aplicação de um procedimento envolvendo o uso de um método de terapia manual. Será útil no desenvolvimento de ferramentas de ensino de técnicas envolvendo aplicação de força, podendo tornar a técnica de mobilização articular uma técnica mais segura ao ser realizada por mãos mais habilidosas.

## 1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Este trabalho é composto por 6 seções. O conteúdo do trabalho foi dividido em:

1- INTRODUÇÃO. Uma breve introdução, com descrições da importância do trabalho, justificativa e proposta estão presentes nesta seção.

2- MÉTODO DE MOBILIZAÇÃO ARTICULAR. Esta seção consiste de uma breve revisão de literatura da coluna lombar e da técnica de pressão pósterio anterior central.

3- INSTRUMENTO PARA MEDIÇÃO DE FORÇA. Nesta seção será abordado o desenvolvimento do dispositivo. Algumas considerações sobre extensometria e célula de carga também estarão vinculados a esta seção.

4- PROCEDIMENTOS. Esta seção destina-se a descrição da metodologia utilizada na calibração do instrumento, os materiais e métodos utilizados no procedimento experimental e o procedimento utilizado na análise dos dados.

5- RESULTADOS E DISCUSSÃO. Será apresentado nesta seção, o resultado experimental e a discussão de nossos resultados, utilizando para isto, estudos realizados por outros autores.

6- COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES. Os comentários e as conclusões deste estudo estão apresentados nesta seção.

A parte final do trabalho destina-se a apresentação das referências, os apêndices e o anexo.



## **2 MÉTODO DE MOBILIZAÇÃO ARTICULAR**

### **2.1 ARTICULAÇÕES E MOVIMENTOS ACESSÓRIOS**

No sistema músculo esquelético existem articulações que são responsáveis pelos movimentos e as que não permitem os movimentos. As diartroses, como são classificadas as articulações de movimento, podem ser subdivididas em: enartroses, condilianas, trocleanas, trocóides e as artóides (BIENFAIT, 2000). O movimento do corpo humano depende do movimento ocorrido nessas articulações (GALLEY; FORSTER, 1982).

Cada articulação do corpo humano tem estrutura própria e função característica, e é formada por tecido mole. O tecido mole inclui músculos, cápsulas, ligamentos, tendões, meniscos, discos e superfícies cartilaginosas (CAILLIET, 1979).

Os movimentos articulares, também conhecidos como movimentos acessórios ou micromovimentos, são componentes necessários à função articular normal (BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 1997). Esses micromovimentos podem ser classificados como rotação, rolamento ou deslizamento. Suas causas podem ser originadas de forças internas, através das contrações musculares, ou de forças externas, onde estão inclusas a gravidade e as forças mecânicas manuais (GALLEY; FORSTER, 1982). O micromovimento é possível em todas as articulações graças à elasticidade da cápsula e ligamentos articulares. Ela permite um jogo entre as duas peças ósseas na articulação. Algumas articulações permitem movimentos amplos; outras permitem apenas micromovimentos. São as que precisam combinar mobilidade e estabilidade, como a maioria das articulações dos pés, ou as que também necessitam proteger órgãos nobres, como as articulações da coluna vertebral (BIENFAIT, 2000).

A função da articulação basicamente depende do formato do contorno das superfícies relativas de contato e como bem elas se acomodam entre si. O formato da superfície articular determinará o tipo e a extensão do movimento (CAILLIET, 1979; GALLEY; FORSTER, 1982; BIENFAIT, 2000). A

influência restritiva dos ligamentos, a diferença da pressão interna da articulação com o meio externo, e o controle exercido pelos músculos à medida que agem sobre a articulação também são fatores determinantes do movimento articular (CAILLIET, 1979).

Para que uma movimentação normal ocorra é necessário que a articulação tenha uma cinemática articular apropriada. É necessário que haja frouxidão capsular adequada para permitir que ocorra rotação e deslizamento normais entre as superfícies ósseas dentro da articulação. Qualquer restrição da cápsula ou relação defeituosa entre as superfícies articulares irá interferir com a movimentação normal (KISNER; COLBY, 1998).

### **2.1.1 Lesão em hipomobilidade**

Pessoas que relatam dores nas costas ou história de episódios freqüentes de dores nas costas muitas vezes se apresentam com mobilidade vertebral alterada (POWERS et al., 2003).

As forças pósterio anteriores, presentes na aplicação da técnica de pressão pósterio anterior central, são utilizadas para avaliar a mobilidade segmentar baseada no teste de movimento intervertebral passivo (EDMONDSTON et al., 1999; ALLISON et al., 2001; POWERS et al., 2003).

Nesse teste, as lesões no complexo articular podem ser classificados com base na alteração da amplitude dos movimentos, que pode aumentar ou diminuir (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

A síndrome clínica associada ao aumento da mobilidade é denominada síndrome de hiper mobilidade. Hipomobilidade é o termo que melhor descreve a lesão crônica associada à diminuição da amplitude de movimento (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

No entanto, a maioria dos pacientes que apresentam hipomobilidade não tem lesão patológica específica subjacente reconhecida, e nem é possível demonstrar o local exato da desorganização no complexo articular intervertebral (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

Segundo Corrigan e Maitland (2000), a lesão de hipomobilidade com amplitude de movimento articular reduzida é a forma crônica de uma desorganização mecânica do complexo articular.

Na coluna, os sinais e sintomas do paciente são causados pela perda dos movimentos intervertebrais normais, devido a uma pequena desorganização mecânica da articulação intervertebral. Sua etiologia está provavelmente relacionada com pequenas alterações degenerativas e traumáticas no disco ou nas articulações apofisárias, e muitas hipóteses foram propostas para explicar a síndrome com base em tais alterações. Nas articulações apofisárias, são elas: pinçamento de franjas sinoviais, alterações degenerativas na cartilagem articular, lesões osteocondrais, estruturas meniscóides intra-articulares e finalmente, aderências (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

Uma grande porcentagem de queixas que levam o paciente a procurar auxílio médico consiste em dor e incapacidade de uma parte móvel de seu corpo. É necessário então, um conhecimento básico do tecido mole e da anatomia funcional normal dos segmentos envolvidos na dor e na incapacidade, para que se chegue a uma avaliação significativa do paciente. Durante uma avaliação, tecidos capazes de produzir dor e limitação devem ser reconhecidos e o mecanismo defeituoso das articulações deve ser considerado (CAILLIET, 1979).

### **2.1.2 Lombalgia**

Lombalgia é um dos termos utilizados como diagnóstico não específico para dor nas costas (CHERKIN et al., 1998; CORRIGAN; MAITLAND, 2000). Mais de dois terços dos problemas de coluna encontrados em avaliações de primeiros cuidados são designados com diagnósticos não específicos como lombalgia, tensão lombar ou distensão (CHERKIN et al., 1998). Este é o tipo de queixa mais comum dos pacientes que apresentam distúrbios no sistema músculo esquelético (CAILLIET, 1979; CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

Em um momento qualquer da vida, mais de 80 por cento das pessoas se queixam de lombalgia, aliás, é uma das causas freqüentes da ida dos pacientes ao médico (CAILLIET, 1975).

Infelizmente, um diagnóstico médico que especifica a fonte anatômica dos sintomas não é possível para a maioria dos pacientes com dor lombar (MAHER; ADAMS, 1995). Isso porque, pacientes com dor lombar manifestam uma “apresentação clínica” difícil (CHIRADEJNANT; LATIMER; MAHER, 2002).

A dor na região lombar se enquadra como sendo um problema de cuidado de saúde global, associado com custos significantes em cuidados de saúde, onde existe uma variedade de técnicas para tratamento (GRACEY; MCDONOUGH; BAXTER, 2002). Na prática clínica, é freqüentemente uma condição episódica e recorrente que ataca as pessoas através de suas vidas; dessa forma, medidas de prevenção que limitem o número e a duração das exacerbações dos sintomas, são considerados importantes (LIVELY, 2002).

Mesmo que a dor lombar seja um problema comum, a etiologia do desconforto varia entre indivíduos, e muitas vezes uma fonte definida não pode ser identificada. Conseqüentemente, recomendações de tratamento também variam, e ambos, pacientes e médicos freqüentemente ficam frustrados com os cuidados com a dor lombar (LIVELY, 2002).

Na coluna lombar, os sintomas provenientes de distúrbios são muito mais difíceis e complicados para se obter um diagnóstico médico do que os demais níveis da coluna vertebral. Esta é também a região da coluna que recebe mais atenção por parte dos fisioterapeutas manipuladores e clínicos ortopédicos, e é também a região da coluna que mais causa interrupção das atividades do trabalho. Ela exige, portanto, um certo preparo para dispormos de nossas energias no estudo das melhores formas de tratamento e também para tentarmos entender com mais clareza a anatomia, fisiologia, biomecânica e patologia de forma a sermos capazes de diagnosticar e prognosticar com mais precisão (MAITLAND, 1989).

Assim, um conhecimento da anatomia funcional é fundamental para facilitar a interpretação dos sintomas e a avaliação do exame físico no paciente que se queixa de lombalgia. Para conseguir sucesso no tratamento é muito importante avaliar a anatomia funcional da coluna vertebral humana em seu estado normal, e diagnosticar seus desvios da normalidade conforme os sintomas (CAILLIET, 1975).

### **2.1.3 A coluna vertebral e suas articulações**

O movimento da coluna depende dos movimentos acessórios ocorridos nas articulações intervertebrais. Assim, para entender o movimento da coluna, é necessário um conhecimento básico de sua anatomia funcional e dos fatores que podem influenciar os movimentos acessórios intervertebrais.

A coluna é um conjunto multiarticulado com peças que se movem umas sobre as outras, cada qual com uma pequena amplitude de movimento. Essa pequena amplitude de movimento ocorrida entre cada articulação intervertebral, os movimentos acessórios intervertebrais ou micromovimentos, é responsável pela totalidade do movimento da coluna vertebral (BIENFAIT, 1995; CORRIGAN; MAITLAND, 2000). Maitland (1989) relaciona a coluna ideal a uma série de segmentos móveis intervertebrais que estejam normais em todos os sentidos; ou seja, nada está prejudicado por injúrias (lesões), desgastes, rupturas, anomalias estruturais ou enfermidades; todos os segmentos motores estando perfeitos.

A coluna vertebral é, assim, um conjunto de segmentos sobrepostos (Figura 1), cada segmento sendo uma unidade funcional autônoma (CAILLIET, 1975). Sua unidade funcional é representada pela vértebra. Uma vértebra compreende duas partes principais: o corpo vertebral e o arco posterior. O corpo vertebral é a porção mais maciça da vértebra e o arco posterior tem uma forma de ferradura (CALAIS-GERMAIN, 1991; KAPANDJI, 1990).

Cada vértebra une-se a seguinte por meio de três articulações (Figura 2). Essas três articulações, representando uma articulação intervertebral, permitem que a coluna vertebral seja considerada um sistema complexo, flexível, composto por sucessivas camadas dessas articulações segmentares móveis (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).



Figura 1 – Desenho esquemático da coluna vertebral óssea humana

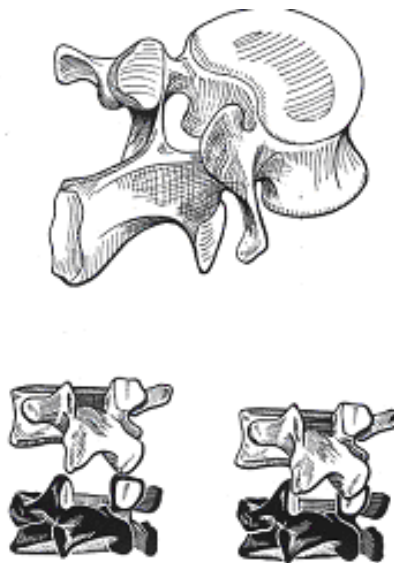


Figura 2 - Desenho esquemático da vértebra lombar e orientação das facetas articulares (KAPANDJI, 1990).

Essa sobreposição de segmentos vertebrais faz com que a coluna seja classicamente representada por dois pilares distintos: um anterior, que é uma sucessão dos corpos e dos discos intervertebrais, e um posterior, que é o conjunto de arcos posteriores (BIENFAIT, 1995).

Na frente, entre dois corpos vertebrais, encontra-se um disco intervertebral (CALAIS-GERMAIN, 1991). A superfície superior e a superfície inferior de cada corpo vertebral são cobertas com uma fina camada de cartilagem hialina. O disco intervertebral (Figura 3) entre dois corpos adjacentes é composto principalmente de fibrocartilagem (MOFFAT; MOTTRAM, 1979).

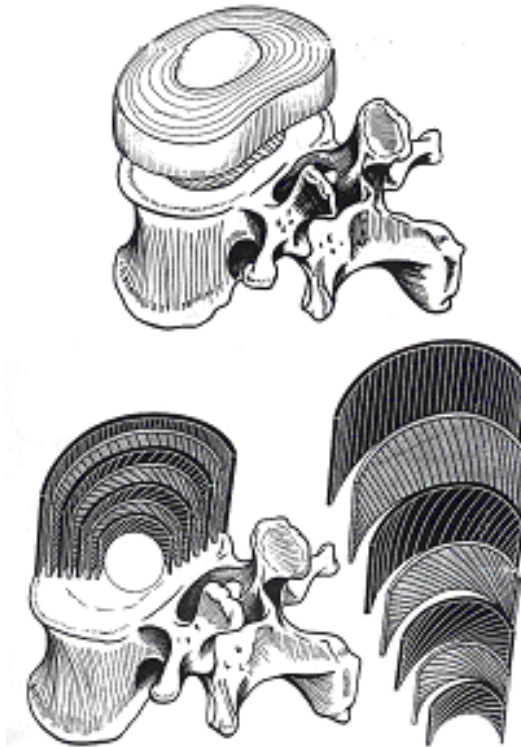


Figura 3 - Desenho esquemático do disco intervertebral, sua disposição e núcleo pulposo (KAPANDJI, 1990).

A estrutura dos discos é extremamente importante de um ponto de vista clínico. A zona periférica consiste de cartilagem com alta proporção de fibras que formam um anel fibroso, por isso o nome: anulus fibroso. As fibras são dispostas em camadas intercaladas as quais aparecem oblíquas através da

espessura do disco em variadas direções de modo que o anulus fibroso é possibilitado a resistir forças torsionais em quaisquer direções. As camadas de fibras são fixadas às placas de cartilagem hialina e aos ligamentos longitudinal anterior e posterior. Localizado dentro do anulus fibroso está um material central mais macio e mais elástico, o núcleo pulposo o qual está situado mais próximo da parte posterior do que da parte anterior do disco. Ele tem um conteúdo com alto teor de água, o qual diminui à medida que a idade aumenta (CALAIS-GERMAIN, 1991; MOFFAT; MOTTRAM, 1979).

A espessura dos discos intervertebrais varia em diferentes regiões da coluna. São relativamente finos na região torácica, mais espessos na região cervical, e muito mais espessos na região lombar. Na região cervical e lombar eles são mais espessos na frente do que atrás para que eles contribuam para a curvatura da coluna nessas regiões. O movimento entre duas vértebras adjacentes depende da espessura do disco. Isso faz com que os movimentos sejam menos livres na região torácica (KAPANDJI, 1990; CALAIS-GERMAIN, 1991; MOFFAT; MOTTRAM, 1979). O conjunto funciona como um amortecedor feito para suportar as grandes pressões, as quais são submetidas às vértebras (KAPANDJI, 1990; CALAIS-GERMAIN, 1991; MOFFAT; MOTTRAM, 1979). As pressões chegam ao corpo vertebral através do disco. O núcleo tende a repartir as pressões que chegam ao corpo vertebral para todas as direções do espaço, causando tensão às fibras do anulus. O anulus recebe, portanto, pressões verticais e horizontais (CALAIS-GERMAIN, 1991).

O arco posterior compreende dois pedículos, implantados atrás do corpo e duas lâminas que tornam a se juntar simetricamente para trás, prolongando-se em uma projeção óssea única: o processo espinhoso ou espinha. Em cada junção pedículo-laminar produz-se um espessamento mais ou menos vertical: os processos articulares. Cada um suporta, nas suas duas extremidades (superior e inferior), uma superfície articular cartilaginosa. Do mesmo processo articular sai uma projeção lateral, o processo transversos (CALAIS-GERMAIN, 1991; KAPANDJI, 1990).



As superfícies articulares cartilaginosas, também conhecidas como articulações apofisárias ou zigapofisárias (duas por espaço intervertebral) são formadas pelas superfícies articulares situadas sobre os processos articulares. As superfícies inferiores da vértebra de cima correspondem às superfícies superiores da vértebra de baixo (CALAIS-GERMAIN, 1991). Na coluna, as articulações entre os processos articulares das vértebras precisam prover uma grande liberdade de movimento, e assim é plana do tipo sinovial com cartilagem hialina, membrana sinovial e ligamento capsular (MOFFAT; MOTTRAM, 1979).

A realização e a amplitude dos movimentos da coluna vertebral dependem não apenas da função do disco, mas também da disposição anatômica das articulações apofisárias, de modo que o movimento é controlado na amplitude e na direção, principalmente por um movimento deslizante entre as duas superfícies planas das articulações posteriores. O tamanho, a forma e a direção tomada pelas articulações apofisárias diferem em cada uma das regiões da coluna vertebral (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

As vértebras estão conectadas por fortes ligamentos. Esses ligamentos conectam todas as partes das vértebras, deixando livre a região dos pedículos, permitindo a saída das raízes dos nervos espinhais, através do forame intervertebral (MOFFAT; MOTTRAM, 1979).

Três dos ligamentos da coluna vertebral são como bandas contínuas que vão do occipital ao sacro: o ligamento longitudinal anterior, à frente dos corpos vertebrais. É um freio a extensão. O ligamento longitudinal posterior, situado exatamente atrás dos corpos vertebrais e o ligamento supra-espinhal, situado atrás das espinhas. Esses dois últimos são freios a flexão. Na flexão, o ligamento longitudinal posterior recebe uma pressão do núcleo do disco intervertebral (CALAIS-GERMAIN, 1991).

Os demais ligamentos são descontínuos. Entre duas lâminas, o ligamento flavo (ou amarelo). Este ligamento é elástico. Entre os processos espinhosos, encontra-se o ligamento interespinhoso. Entre dois processos

transversos superpostos, encontram-se os ligamentos intertransversários ou intertransversal (CALAIS-GERMAIN, 1991).

O segmento anterior da coluna, representado pelos corpos vertebrais, é exclusivamente uma estrutura de sustentação, suporte de peso, amortecedora de choques, enquanto que o segmento posterior, com as facetas articulares, é uma estrutura cuja função principal é de guia direcional, regulando a direção do movimento que ocorre entre duas vértebras adjacentes (CAILLIET, 1975; MOFFAT; MOTTRAM, 1979).

Dessa forma, na sua totalidade, a coluna vertebral tem como função sustentar um animal bípede, o homem, em posição ereta, desafiando a gravidade, preservando energia e permitindo a locomoção e os movimentos intencionais (CAILLIET, 1975; MOFFAT; MOTTRAM, 1979).

Outra função importante da coluna é a proteção do eixo nervoso, a medula espinhal, formando um estojo protetor raquidiano (KAPANDJI, 1990). O arco posterior e a parte de trás do corpo vertebral delimitam o forame vertebral. O empilhamento dos forames vertebrais forma como se fosse um tubo ósseo: o canal vertebral, por onde passa a medula espinhal. Numa visão em perfil, a cada espaço intervertebral, os pedículos de duas vértebras superpostas limitam entre eles um espaço: o forame intervertebral, por onde passa cada nervo que sai da medula. Isso simetricamente, de cada lado da coluna vertebral (CALAIS-GERMAIN, 1991). Assim a medula espinhal é completamente fechada em um túnel composto pela sucessão de ligamentos e ossos (MOFFAT; MOTTRAM, 1979).

#### **2.1.4 Coluna vertebral lombar**

A coluna vertebral lombar (Figura 4) é representada por cinco vértebras. Localiza-se entre a coluna torácica e o osso sacro. É a parte inferior da coluna vertebral que apresenta mobilidade nas articulações intervertebrais. Esse conjunto vertebral se relaciona ao osso íliaco através dos ligamentos ílio lombares (KAPANDJI, 1990).

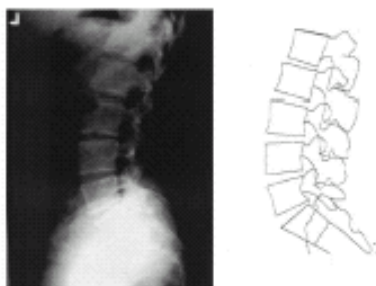


Figura 4 -Radiografia e desenho esquemático da coluna vertebral lombar (COLLOCA et al., 2003).

A presença de curvaturas vertebrais aumenta a resistência da coluna vertebral aos esforços de compressão axial. Na região lombar, a curvatura apresenta concavidade posterior, sendo caracterizada como uma lordose lombar (KAPANDJI, 1990).

Na coluna lombar, as facetas articulares são verticalmente paralelas e seu alinhamento correto requer uma linha reta. A direção do plano da faceta que existe entre duas vértebras adjacentes numa unidade funcional determina o sentido do movimento dessas duas vértebras. Como as facetas da coluna lombar são ságitto-verticais num plano anterior, o movimento da coluna lombar funciona num sentido antero-posterior de flexão-extensão (CAILLIET, 1975).

Algumas vértebras da coluna vertebral lombar possuem papéis importantes de um ponto de vista biomecânico. O caráter cuneiforme da quinta vértebra lombar faz a transição entre um sacro mais ou menos horizontal e uma coluna vertical. A terceira vértebra lombar (L3) possui um arco posterior mais desenvolvido, visto que serve de ligação muscular entre, por um lado os feixes lombares do longo dorsal que provem do osso íliaco e que se inserem sobre as apófises transversas de L3 e, por outro lado, subindo para a coluna dorsal, os feixes do epi-espinhoso cuja inserção mais baixa se situa justamente sobre a apófise espinhosa de L3. Assim, a terceira vértebra lombar é puxada para trás pelos músculos com inserção no sacro e íliaco, para servir de ponto de aplicação para a ação dos músculos dorsais. Ela tem, portanto, um papel essencial na estática vertebral, tanto mais que ela situa no

vértice da lordose lombar e que os seus platôs são paralelos entre si e horizontais (KAPANDJI, 1990).

### **2.1.5 Tratamentos para dor lombar**

Por não haver na maioria dos casos um diagnóstico médico específico, o primeiro tratamento mais comumente prescrito para dor lombar é o tratamento medicamentoso, particularmente drogas antiinflamatórias não esteróides, relaxantes musculares e analgésicos. Tipicamente, utilizados para alívio dos sintomas, não há um alvo diagnóstico específico. Entretanto, seus efeitos colaterais devem ser levados em consideração e a automedicação não deve ser negligenciada (CHERKIN et al., 1998).

Cherkin et al. (1998), em um estudo com o uso de tratamento medicamentoso para dor lombar, observaram que aproximadamente metade dos pacientes descontinuou o uso do medicamento entre a primeira e terceira semana depois da visita ao médico. Não se sabe de fato o motivo, porém presume-se que a causa possa ser devido a não efetividade da droga, efeitos colaterais, ou redução dos sintomas.

Segundo esses mesmos autores, a eficácia do tratamento medicamentoso para dor lombar é menos clara em parte pela complexidade dos mecanismos causadores da dor crônica (CHERKIN et al., 1998).

Outra forma disponível de tratamento para disfunções lombares é através do uso de métodos de fisioterapia.

Fisioterapeutas estão em uma situação ideal para promover bons cuidados com dor lombar pelo conhecimento anatômico, fisiológico e patológico, combinado com o tempo com o paciente em sessões de tratamento individualizado (FOSTER et al., 1999). Inclusive, em alguns países, fisioterapeutas são profissionais de primeiro contato, e pacientes têm acesso direto a serviço de fisioterapia sem o requerimento de uma referência médica (MAHER; ADAMS, 1994). Esses profissionais freqüentemente tratam

de acordo com os sinais e sintomas apresentados pelos pacientes (LATIMER et al., 1996).

A classificação geral de tratamentos usados por fisioterapeutas para cuidados com lombalgia pode ser dividida entre modalidades passivas (tais quais ondas de calor, gelo, mobilização, manipulação, massagem, uso de colete, tração, estimulação elétrica e acupuntura) e modalidades ativas (como as várias formas de exercícios e orientações) (FOSTER et al., 1999).

Muitas formas de tratamento para dor lombar incluem o uso de regimes de exercícios ativos e técnicas de movimento passivo (ou manual) de mobilização e manipulação (TWOMEY; TAYLOR, 1995).

Entretanto, os profissionais de saúde que tratam a dor lombar devem estar atentos à natureza episódica e procurar métodos de tratamento que também ajudem a prevenir futuras ocorrências. Um tratamento para dor lombar deve focar no retorno da função normal, enquanto diminui os componentes de dor e limitações da lesão (LIVELY, 2002).

A grande maioria das dores lombares é de origem mecânica. Quando diagnosticadas corretamente, responderão ao tratamento orientado para a correção do comprometimento mecânico (CAILLIET, 1975). Cailliet (1979) considera que muitas, se não a maioria das anormalidades músculo esqueléticas dolorosas e incapacitantes, respondem ao tratamento por meios mecânicos e a intervenção cirúrgica geralmente não é necessária e nem eficaz. Então, ao avaliar e tratar dor lombar, o examinador deve conhecer bem a anatomia funcional e estar bem treinado nas técnicas significativas de exame que testam os tecidos moles do organismo.

Alguns pacientes apresentam distúrbios no complexo articular intervertebral que podem ser avaliadas clinicamente pela detecção de alterações no padrão normal e na amplitude dos movimentos das articulações intervertebrais (CORRIGAN; MAITLAND, 2000). A mobilidade alterada pode ser caracterizada como geral ou segmentar e é avaliada usando movimentos ativos ou passivos. Testes segmentares passivos avaliam primeiramente os aspectos não contráteis da coluna. Os testes passivos permitem uma

avaliação da alteração da mobilidade articular melhor pela eliminação da contração muscular (POWERS et al., 2003).

Em estudos realizados anteriormente, foi demonstrada preferência pelo uso da técnica de mobilização articular como forma de tratamento para disfunções lombares. Essa técnica está entre as formas de tratamento mais popularmente usadas por fisioterapeutas, em certos países, para cuidados com dor lombar (FOSTER et al., 1999; ALLISON et al., 2001; GRACEY; MCDONOUGH; BAXTER, 2002).

Uma forma de mobilização articular específica para a coluna vertebral é a técnica de pressão pósterio anterior central. Essa técnica é utilizada no exame físico e no tratamento de disfunções articulares da coluna, objetivando diminuir a dor e aumentar a mobilidade articular (BEATTIE, 1992).

Tem sido demonstrado que a utilização de movimentos passivos e ativos da coluna lombar garantem nutrição da cartilagem que cobre a superfície articular zigapofisária tão bem como a nutrição dos discos intervertebrais. Movimentos passivos e ativos ajudam na preservação da amplitude de movimento total e na força e na flexibilidade dos tecidos moles periarticulares (BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 1997). As estruturas articulares, bem como o disco intervertebral e a cartilagem articular das facetas articulares necessitam de movimentos regulares e descargas mecânicas para permanecerem saudáveis. Esses movimentos funcionam como uma bomba ao expelir e sugar o líquido sinovial dentro da cartilagem articular e disco intervertebral, permitindo uma difusão dos nutrientes (TWOMEY; TAYLOR, 1995).

## 2.2 MOVIMENTO PASSIVO NO TRATAMENTO ARTICULAR

Os movimentos passivos são movimentos produzidos por forças externas. Essas forças podem ser geradas pelo efeito da gravidade ou pela força exercida pelo examinador (GARDNER; GRAY; O'RAHILLY, 1998).

São movimentos realizados no paciente por outra pessoa com nenhuma participação ativa do paciente (KOURY; SCARPELLI, 1994; MAITLAND, 1989).

Em um certo número de distúrbios no sistema músculo esquelético, o movimento passivo desempenha um papel fundamental no tratamento. É necessário compreender que a mobilidade de uma articulação se mantém ou restabelece pelo movimento nesta articulação (CYRIAX, 1973).

O propósito do teste de movimento passivo é avaliar a quantidade de movimento entre segmentos articulares adjacentes de modo a fazer julgamentos de elasticidade ou rigidez dos tecidos e para determinar se a dor é provocada pelo teste. Em um teste de movimento passivo, a articulação é levada através da amplitude de movimento pelo examinador enquanto o paciente está relaxado. A informação obtida pelo teste é utilizada na formulação de estratégias de tratamento, os quais podem incluir algumas técnicas de mobilização específicas (SIMMONDS; KUMAR; LEHELDT, 1995). Na coluna, esses testes têm um papel importante, após a avaliação dos movimentos ativos, na localização dos tecidos acometidos. Com o tecido contrátil em repouso, o movimento passivo estira os tecidos não contráteis (GOULD III, 1993).

Os movimentos passivos podem ser classificados como movimentos passivos fisiológicos ou movimentos passivos acessórios (KOURY; SCARPELLI, 1994; MAITLAND, 1989).

O movimento passivo acessório é definido como o movimento que ocorre entre superfícies articulares que são produzidos por forças aplicadas por um examinador (RIDDLE, 1992). São movimentos que não podem ser realizadas voluntariamente pelo paciente (MAITLAND, 1989; KOURY; SCARPELLI, 1994). Esses testes são designados a avaliar alguns aspectos do movimento da superfície articular, assim como os problemas atribuídos às articulações e tecidos que prejudicam os micromovimentos (RIDDLE, 1992).

Durante um exame com a utilização do movimento passivo acessório, o terapeuta manual freqüentemente avalia o movimento ocorrido entre as

superfícies articulares que podem ser relevantes ao problema do paciente. Essa avaliação dos movimentos das superfícies articular é freqüentemente usada, em conjunto com outros testes, para tomadas de decisões clínicas (RIDDLE, 1992). As técnicas de movimento passivo são técnicas freqüentemente usadas para identificar os segmentos sintomáticos e podem ser usados como tratamento objetivando o aumento da mobilidade e/ou diminuição da dor. Um conhecimento de como esse procedimento influencia o movimento segmentar em colunas saudáveis é importante no entendimento de como a alteração da mobilidade é relacionada aos sintomas (POWERS et al., 2003).

Uma das razões para o uso de testes de movimento acessório é para fazer inferência sobre a função articular baseado na quantidade de movimento entre as superfícies articulares. Outra razão é para determinar o tipo de resistência apresentado na posição e a sensação terminal. Também pode ser utilizada para determinar se o processo inflamatório está presente dentro ou ao redor da articulação (RIDDLE, 1992).

Na coluna, pode-se produzir um movimento passivo em cada articulação intervertebral, aplicando pressão contra os processos ósseos vertebrais. Os tipos normais de movimento presente podem ser apreciados com alguma prática e dependem da presença da amplitude normal de movimentos acessórios da coluna vertebral. Esses testes são usados não apenas para demonstrar alguma restrição nos movimentos acessórios, mas também para determinar o nível intervertebral problemático, responsável pelos sintomas do paciente, demonstrando os movimentos específicos que são dolorosos ou restritos (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

### **2.2.1 Movimento passivo acessório: mobilização articular**

Existem dois métodos que estão inclusos nas técnicas de terapia manipulativa vertebral: o método de manipulação e o método de mobilização articular (CHIRADEJNANT; LATIMER; MAHER, 2002).



A manipulação e a mobilização são procedimentos de movimento passivo acessório articular na qual o operador leva a articulação ou complexo articular através de toda ou parte da amplitude de movimento. A mobilização envolve movimentos passivos repetitivos de baixa velocidade usualmente dentro ou no limite da amplitude de movimento; já, a manipulação envolve um movimento brusco de pequena amplitude e alta velocidade no limite da amplitude articular do paciente de forma que a articulação é brevemente levada além da amplitude de movimento restrita (TWOMEY; TAYLOR, 1995). A diferença entre essas duas técnicas pode parecer negligenciável quando comparando uma mobilização fortemente aplicada com um impulso manipulatório suave, mas há uma importante diferença. O paciente sempre pode resistir à mobilização quando esta se torna muito dolorosa, ao passo que o modo súbito da manipulação vigorosa impede que o paciente tenha controle sobre si próprio (MAITLAND, 1989).

Existem diversas técnicas na terapia manipulativa vertebral que utilizam diferentes quantidades de força e direcionamento na aplicação da carga, provendo aos profissionais de saúde escolhas de técnicas específicas para tratamento de condições particulares de pacientes e níveis vertebrais (KELLER; COLLOCA, 2002). Porém, pouca informação é disponível sobre como essas forças manuais são aplicadas na coluna de pacientes com dor lombar durante o uso de terapia manipulativa vertebral (CHIRADEJNANT; LATIMER; MAHER, 2002).

O método de mobilização articular é, via de regra, um método de movimento passivo muito utilizado por fisioterapeutas. Durante sua aplicação, a articulação é movida de modo rítmico dentro de sua amplitude normal e em velocidade que o paciente possa resistir ou impedir voluntariamente (MAITLAND, 1989; CORRIGAN; MAITLAND, 2000). Para pacientes com problemas lombares subagudas a mobilização vertebral é um método de escolha (83,7%) de tratamento por muitos fisioterapeutas (LI; BOMBARDIER, 2001). É, assim, freqüentemente usado no tratamento de dor e restrições de movimento em indivíduos com lombalgia. A eficácia da mobilização vertebral

tem sido demonstrada no cuidado tanto de dores lombares agudas como subagudas, e mecanismos biomecânicos e neurofisiológicos têm sido propostos para explicar os efeitos benéficos. De uma perspectiva biomecânica, a razão para o uso de mobilização vertebral é que pode ajudar a recuperar o movimento de articulações vertebrais restritas e facilitar o retorno à função normal (ALLISON et al., 2001). Os movimentos passivos causados pela mobilização articular podem ter como objetivo, aliviar a dor e restabelecer os movimentos funcionais livres de dor, ou serem executados com o propósito de manter um percurso funcional do movimento articular (MAITLAND, 1989).

Por ser um procedimento relativamente gentil os efeitos fisiológicos da mobilização na articulação são similares ao efeito dos exercícios ativos. Os movimentos de pequena amplitude, repetitivos de baixo estresse da mobilização permitem uma distribuição efetiva do líquido sinovial sobre e através da cartilagem articular e disco, e parcial fortalecimento das estruturas articulares ligamentosas, eventos que são necessários em uma base regular para o funcionamento eficiente e reparo das estruturas envolvidas. A mobilização é realizada, freqüentemente, em uma posição neutra, sem descarga de peso, permitindo boa lubrificação articular e o funcionamento eficiente da articulação sinovial e cartilaginosa (TWOMEY; TAYLOR, 1995).

Bourdillon (1982) define barreira como sendo o limite do movimento utilizado na aplicação do método de mobilização. Ao levar a articulação gentilmente até a barreira e por algumas repetições a barreira tende a ceder. Este procedimento é repetido de forma oscilatória (BOURDILLON, 1982).

Durante a realização da técnica de mobilização articular, a pressão é usada de forma a produzir um movimento oscilatório e precisa ser aplicada na velocidade correta para que se possa apreciar o movimento de uma articulação. Se a pressão for aplicada com demasiada rapidez ou lentidão, o movimento não será claramente observado. A pressão tem de ser leve e deve ser aplicada e relaxada duas ou três vezes por segundo (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

### 2.2.1.1 Indicações e contra-indicações

A principal indicação para as técnicas manuais que envolvem mobilizações articulares na coluna vertebral é a desorganização mecânica do movimento articular vertebral, que produz dor na ausência de lesão neurológica. Assim, as lesões associadas com a hipomobilidade articular ou qualquer síndrome de dor que possa estar associada a ela merecem destaque como indicações às técnicas de mobilização (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

Para as técnicas de terapia manual existem indicações relativas para seu uso. São elas, prolapso do disco intervertebral, espondilolistese, síndromes de hipermobilidade, vertigens e ausência de diagnóstico médico (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

As técnicas em terapia manual que não envolvem manipulações bruscas, como as técnicas de mobilização articular, têm menos contra-indicações que as manipulações realizadas com alta velocidade e baixa amplitude (ANASTASI, 1999). As contra-indicações para o uso das técnicas de terapia manual no tratamento de dores lombares incluem: fraturas traumáticas, infecções, tumores benignos e malignos, instabilidade articular com perigo a luxações e espondilólise, radiculopatia, mielopatia e síndrome da cauda equina, doença óssea metabólica como a osteoporose e espondiloartopatias (ANASTASI, 1999; CORRIGAN; MAITLAND, 2000). Como contra-indicação absoluta, fazem parte, as lesões neurológicas com compressão de estruturas neurológicas, as compressões arteriais e as dores de origem psicogênica (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

A técnica de mobilização articular por pressão pósterio anterior central é indicada especialmente para os pacientes que têm lombalgia na região central da coluna, com certa irradiação para ambos os lados. Conseqüentemente, é valiosa para os pacientes com desorganização mecânica da articulação intervertebral lombar e é benéfica, em particular, para os pacientes com espondilose lombar (CORRIGAN; MAITLAND, 2000). Segundo Maitland

(1989) é a melhor forma de tratamento para condições da coluna lombar que produzem uma dor distribuída uniformemente em ambos os lados do corpo. Esta técnica é indicada quando a dor ou o espasmo muscular protetor é sentido com o movimento nesta direção, mas sob estas circunstâncias deve ser executada de forma que a dor e/ou o espasmo não sejam provocados (MAITLAND, 1989).

Como na coluna cervical, esta técnica é de grande valor para pacientes cujos sintomas provêm de uma região da coluna lombar que apresenta notáveis alterações ósseas, sendo estas originárias de degeneração, distúrbios antigos, ou alterações estruturais associados com a má postura (MAITLAND, 1989).

#### 2.2.1.2 Divisão da técnica em graus

As técnicas de mobilização articular são descritas por uma estrutura de graduação subjetiva, o qual é conseqüentemente aberto a interpretações (HARMS; BADER, 1997). Mesmo que o fisioterapeuta utilize esse sistema de graduação a fim de quantificar as cargas de mobilização, uma variabilidade interterapeuta considerável tem sido demonstrada quando aplicam o mesmo grau de mobilização (ALLISON et al., 2001). As escalas descritas necessitam que o fisioterapeuta use experiência clínica prévia como base de classificação da quantidade de movimento acessório. Por haver variabilidade na experiência clínica dos fisioterapeutas, um sistema de classificação baseado em experiência seria diferentemente interpretado por diferentes fisioterapeutas (RIDDLE, 1992).

Os graus de mobilização são definidos operacionalmente como porções da amplitude de movimento, entretanto, uma magnitude padronizada da aplicação da força e deslocamento articular não podem ser encontrados na literatura (BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 2003). Essa divisão é definida de acordo com a percepção do terapeuta na resistência ao movimento e a

amplitude da força oscilatória utilizada (CHIRADEJNANT; LATIMER; MAHER, 2002).

O teste de pressão pósterio anterior central lombar, necessita que o fisioterapeuta aplique uma força graduada sobre o processo espinhoso de um paciente em prono (deitado de barriga para baixo) para julgar a qualidade do movimento que resulta e para notar qualquer variação dos sintomas (MAHER; ADAMS, 1995). Até que os graus de mobilização possam ser caracterizados e reproduzidos com medidas mais confiáveis, não é possível estabelecer a importância dessa estrutura de graduação nem avaliar as diferenças em medidas de tratamento resultando de variações no uso dessas técnicas (HARMS; BADER, 1997).

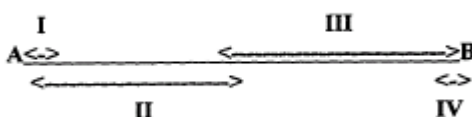


Figura 5 - Ilustração do esquema da divisão dos graus de mobilização articular (BJÖRNSDÓTTIR, 1997).

Os detalhes de cada grau são descritos qualitativamente como porções de movimento (Figura 5): o grau I de mobilização corresponde a um movimento de pequena amplitude realizado no início do deslocamento articular produzido pela técnica; o grau II corresponde a um movimento articular com maior amplitude, realizado dentro da faixa de deslocamento articular que é livre de resistência como rigidez ou espasmo muscular; grau III se define como sendo também um movimento de grande amplitude, realizado aproximadamente a 50% da resistência, até a rigidez ou espasmo muscular; e o grau IV de mobilização é um movimento de pequena amplitude realizado a aproximadamente 50% da resistência, levada até a rigidez ou espasmo muscular (MAITLAND, 1989; SIMMONDS; KUMAR; LECHOLT, 1995; CHIRADEJNANT; LATIMER; MAHER; 2002).

No estudo de Petty et al. (2002) foi verificado que a resistência ocorre imediatamente à aplicação da força e gradualmente aumenta com o progresso do movimento através da amplitude. Dessa forma, esses autores discutem a existência de grau I e II de movimento, já que esses graus segundo a teoria, deveriam ocorrer antes de qualquer resistência.

### 2.2.1.3 Pressão póstero anterior central

Uma das técnicas de mobilização articular indicada para pacientes com lombalgia é a pressão póstero anterior central (Figuras 6 e 7). Ao usar essa técnica, o fisioterapeuta aplica uma força rítmica, em uma direção posterior para anterior, à pele acima do processo espinhoso da lombar do paciente enquanto o paciente está deitado em prono (MAITLAND, 1989; BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 1997; SHIRLEY; LEE; ELLIS, 1999; CALING; LEE, 2001; CHIRADEJNANT; LATIMER; MAHER, 2002). É um procedimento de mobilização que freqüentemente é usado na avaliação e tratamento de disfunções vertebrais (POWERS et al., 2003).

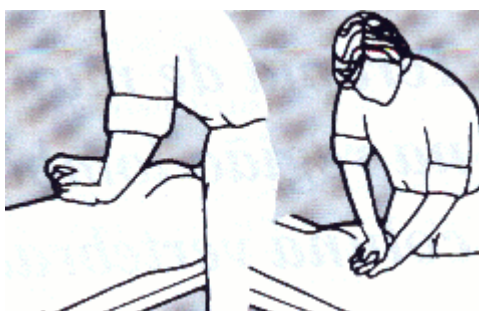


Figura 6 - Desenho esquemático da técnica de pressão póstero anterior central (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).



Figura 7 - Desenho esquemático da técnica de pressão pósterio anterior central sobre a coluna óssea lombar (LEE; EVANS, 1997).

Enquanto estão aplicando forças pósterio anteriores, os fisioterapeutas avaliam o nível de dor, rigidez vertebral, e atividade muscular (SHIRLEY; LEE; ELLIS, 1999). Assim, a técnica de pressão pósterio anterior é um dos componentes usados pelos fisioterapeutas para avaliar o movimento segmentar intervertebral (BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 1997).

QUADRO 1 – Comparação de quatro estudos analisando a quantidade de força aplicada durante a utilização da técnica de pressão pósterio anterior central.

	(CHIRADEJNANT; MAHER; LATIMER, 2001)	(CHIRADEJNANT; LATIMER; MAHER, 2002)	(HARMS; BADER, 1997)	(SIMMONDS; KUMAR; LECHELT, 1995)
	Valores de picos	Médias dos picos	Médias dos picos	Médias dos picos
<b>I</b>	-	64 N	35 N	57,59 N
<b>II</b>	de 80 a 161,3 N	115,9 N	50 N	85,75 N
<b>III</b>	-	191,3 N	137 N	116,16 N
<b>IV</b>	de 203,6 a 273 N	227,3 N	158 N	108,24 N

Quando se aplica a técnica de pressão pósterio anterior na coluna vertebral alguma força é aplicada. Uma revisão extensiva da literatura não revelou um melhor padrão para a magnitude de força aplicada. Foi encontrada em literatura, uma variabilidade entre as forças aplicadas em cada um dos graus de mobilização por pressão pósterio anterior central (QUADRO 1). Talvez a padronização da magnitude da força não tenha sido um objetivo primário dos fisioterapeutas usando essa técnica. Muitos fisioterapeutas

procuram detectar qualquer anormalidade na mobilidade do segmento, qualquer que seja a força aplicada (BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 1997).

A radiografia demonstrou que a coluna vertebral lombar é sujeita a uma deformação em três pontos de inclinação quando a carga pósterio anterior é aplicada ao processo espinhoso, e também ocorre movimento através da região tóraco lombar. Assim, a mobilização aplicada a um segmento vertebral pode influenciar as propriedades mecânicas de outras articulações vertebrais diferentes das quais a mobilização foi aplicada (ALLISON et al., 2001; LEE, 2005).

A mobilização pósterio anterior da coluna lombar também tem sido descrita como uma técnica de tratamento para recuperar a mobilidade vertebral baseado na diminuição da rigidez vertebral (CORRIGAN; MAITLAND, 2000; ALLISON et al., 2001).

Durante a aplicação da técnica, o paciente deve deitar-se em prono com os braços ao lado do corpo ou pendurados nas laterais do leito e a cabeça virada para um dos lados (MAITLAND, 1989).

O fisioterapeuta deve ficar ao lado do paciente e colocar uma das mãos (esta é escolhida por conveniência) nas costas do paciente de forma que a borda ulnar dessa mão (mão 1), entre o osso pisiforme e o hamato fique em contato com o processo espinhoso da vértebra a ser mobilizada. Para isso o osso deve ser o principal ponto de contato, enquanto os ombros do fisioterapeuta são posicionados diretamente acima da vértebra. É necessário estender por completo o punho e segurar o antebraço a meio caminho entre a posição supina e prona. Se não for mantida uma completa extensão do punho, a área de contato será toda a borda ulnar da mão e assim torna-se impossível obter uma localização precisa. A mão é então reforçada pela outra (mão 2) erguendo-se os ossos do carpo, esta forma uma concha com a aproximação das eminências ténar e hipoténar, em cima da superfície radial dos carpos (mão 1), na base do dedo indicador. Assim deixando os dedos médio, anular e mínimo da mão (mão 2) entre o indicador e o polegar da outra mão (mão 1), e fazendo com que o indicador e o polegar da mão (mão 2)



fiquem por cima do dorso da mão (mão 1), obtém-se estabilidade segurando a palma da mão (mão 1) entre a eminência ténar e os dedos médio, anular e mínimo da mão (mão 2). Para manter esta posição das mãos com o peso do corpo do fisioterapeuta sobre as mãos, os punhos precisam ser completamente estendidos (MAITLAND, 1989).

Os ombros do fisioterapeuta devem ficar em equilíbrio por cima do paciente, e seus cotovelos podem ficar ligeiramente flexionados (MAITLAND, 1989).

A mobilização é realizada através de movimentos graduais com o peso do tronco do fisioterapeuta direcionado diretamente sobre a coluna vertebral do paciente. O movimento oscilatório da vértebra é feito através do embalo do tronco superior num eixo vertical. A pressão é transmitida com os braços e ombros agindo como fortes molas (MAITLAND, 1989).

A direção da força aplicada é uma propriedade que pode afetar respostas durante testes de pressão pósterio anterior e que deve ser controlado ou padronizado durante medidas de respostas a força de carga pósterio anterior. Seria útil se protocolos de pesquisas futuras envolvendo forças de mobilização pósterio anterior usassem uma direção padronizada de força para permitir comparações exatas entre os estudos (CALING; LEE, 2001).

Cada força pósterio anterior consiste de um componente longitudinal da força, direcionado ao longo do eixo da vértebra escolhida, e um componente transversal da força, direcionado perpendicularmente ao componente longitudinal da força. Quando a direção da força aplicada é mudada, a vértebra escolhida passa por diferentes condições de carga. Isto causa padrões de movimento intervertebral e vertebral diferentes, resultando em diferentes padrões de estresse tecidual, resistência ao movimento, e uma variação da rigidez pósterio anterior (CALING; LEE, 2001).

O componente de força longitudinal produzirá uma grande deformação em cisalhamento da pele e tecidos superficiais, já o componente transversal tende a produzir compressão desses tecidos (CALING; LEE, 2001).

Em estudo envolvendo a pressão pósterio anterior central, avaliação qualitativa dos sintomas foi realizada para determinar o efeito do tratamento realizado (BEATTIE, 1992). Várias técnicas de terapia manipulativa vertebral existentes envolvem a aplicação de forças pósterio anteriores de diferentes magnitudes, direção de carga e taxa de sobrecarga a pacientes deitado em prono. Além da aplicação para tratamento, clínicos freqüentemente aplicam forças oscilatórias pósterio anteriores a coluna para avaliar sua mobilidade, rigidez, ou para perceber o efeito da força aplicada nos sintomas do paciente. A respeito do fato que forças externas são rotineiramente aplicadas a coluna durante a realização clínica de avaliação e terapia, muito pouco é conhecido sobre o mecanismo de tais procedimentos (KELLER; COLLOCA; BÉLIVEAU, 2002).

#### 2.2.1.4 Rigidez articular pósterio anterior

As forças oscilatórias na coluna aplicadas pelos fisioterapeutas são utilizadas também para avaliar a mobilidade e rigidez, ou para perceber o efeito da força aplicada nos sintomas dos pacientes (KELLER; COLLOCA, 2002).

A rigidez articular pode ser demonstrada clinicamente e radiologicamente, portanto, o conhecimento da amplitude normal e as variações do que é considerado normal nas diversas articulações é essencial (BOURDILLON, 1982).

Fisioterapeutas avaliam a rigidez lombar usando testes manuais tais como a mobilização pósterio anterior, na qual o terapeuta aplica uma força oscilatória ao processo espinhoso de um paciente em prono (LATIMER et al., 1996). Esses profissionais apresentam maior habilidade em julgar rigidez de mola do que a rigidez pósterio anterior de vértebras humanas. Esta diferença na performance implica que a rigidez mecânica não é equivalente ao conceito clínico de rigidez pósterio anterior (MAHER; ADAMS, 1995).

Através da aplicação da técnica de pressão pósterio anterior central na coluna, o terapeuta tem a impressão da resposta de movimento à carga, ou rigidez ao movimento (MAHER; ADAMS, 1994; ALLISON et al., 2001). A rigidez percebida é então comparada pelo terapeuta com um modelo experimental do que poderia ser considerado normal para uma localização particular na coluna (MAHER; ADAMS, 1994). Para movimentos acessórios da coluna tem-se notado que a resistência começa no início da amplitude de movimento e aumenta linearmente conforme o movimento continua (BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 1997).

Atividade voluntária dos músculos extensores da coluna resultou em um aumento na rigidez pósterio anterior lombar. Este aumento na rigidez pósterio anterior lombar foi observado em todos os níveis de contração muscular que foi examinado. Níveis de atividade muscular ocorrida com 10% a 30% de contração máxima voluntária podem ser similares a quantidade de atividade muscular que pode ocorrer em resposta à aplicação de força pósterio anterior a coluna lombar em pacientes com dor lombar. De importância clínica potencial é o fato que até níveis baixos de atividade produz um aumento da rigidez pósterio anterior. Assim, um aumento na rigidez pósterio anterior pode não ser devido às propriedades passivas da coluna, mas ao invés pode ser devido a um aumento da atividade muscular (SHIRLEY; LEE; ELLIS, 1999).

#### 2.2.1.5 A técnica e a percepção manual

Diversos autores enfatizam a necessidade de um aprimoramento na percepção do movimento durante a aplicação de técnicas em terapia manual (CYRIAX, 1973; MAITLAND, 1989; RIDDLE, 1992; MAHER; ADAMS, 1995; SIMMONDS; KUMAR; LEHELDT, 1995; BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 1997; HARMS; BADER, 1997; CORRIGAN; MAITLAND, 2000; BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 2003). Björnsdóttir e Kumar (2003) procuraram analisar em seu estudo o efeito do treinamento na percepção manual do fisioterapeuta durante a realização da técnica de pressão pósterio anterior central (QUADRO 2).

QUADRO 2 – Valor médio de pico máximo medido e valor estimado de força para a técnica de pressão pósterio anterior central encontrado no estudo de Björndóttir e Kumar (2003).

	Fisioterapeutas inexperientes		Fisioterapeutas experientes	
	antes	depois	antes	depois
<b>Treinamento</b>				
<b>Valores medidos</b>	61,1 N	62,4 N	77,1 N	72,1 N
<b>Valores estimados</b>	28,4 N	41,3 N	38,1 N	43,9 N

Um fator importante para a efetividade de uma técnica está relacionado à percepção manual de parâmetros envolvidos durante sua realização. Assim, parâmetros como a quantidade de força aplicada e o deslocamento produzido durante a realização de mobilização articular devem ser avaliados pelos fisioterapeutas no momento de sua execução (SIMMONDS; KUMAR; LECHOLT, 1995; BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 1997; BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 2003).

Muitas vezes, o segredo de se obter sucesso com uma técnica envolvendo força manualmente aplicada é perceber com exatidão o que as mãos estão sentindo, enquanto simultaneamente se faz uma imagem clara do objetivo de um movimento determinado da técnica. Se o profissional puder aprender a “ver” com as mãos e através do seu uso, deixar o corpo do paciente “contar a sua história”, então uma aplicação inteligente dos métodos tem muito a oferecer, a fim de recuperar a saúde de seu paciente (CHAITOW, 2001).

Assim, um manipulador consciente deve aprender a sentir os alcances do movimento de cada articulação do corpo. Quando se efetua um movimento articular ao máximo, há diferentes sensações que o terapeuta percebe com as mãos (CYRIAX, 1973).

A mobilização articular é uma habilidade manual que requer horas de estudo e prática para aprender. Usadas corretamente, essas técnicas de mobilização podem ser benéficas para o paciente. Por outro lado, a realização da técnica incorretamente ou o uso de procedimentos de mobilização articular

por um diagnóstico incorreto pode ser prejudicial (TIM, 2000). A manipulação da coluna vertebral, muitas vezes, é associada a diagnósticos falsos e métodos ao acaso de força bruta. Estas associações têm prejudicado o tratamento manipulatório de tal forma que ele veio a ser retirado da rotina médica. A atitude de precaução e apreensão para com essa forma de tratamento poderia ser totalmente eliminada se fosse reconhecido que a maioria dos pacientes pode se beneficiar do mais suave dos procedimentos (MAITLAND, 1989).

O primeiro passo em uma avaliação com mobilização articular envolve a definição e a caracterização de forças e a determinação de confiabilidade com a qual os terapeutas podem reaplicar essas forças tanto em uma sessão de tratamento como em tratamentos subsequentes (HARMS; BADER, 1997).

Maitland (1989) considera importante aprender a sentir o movimento. Em todas as técnicas, é o corpo do fisioterapeuta que deve produzir o movimento. Mãos, polegares e dedos do fisioterapeuta nunca devem ser, sob nenhuma hipótese, os principais executores do movimento; seus músculos devem trabalhar excentricamente, não de forma concêntrica. Qualquer que seja a parte da mão, braço ou corpo que esteja transmitindo o movimento para as articulações, ela não pode ser a parte que produz o movimento. Este princípio é um elemento fundamental que torna possível aprender a sentir o movimento. Na realidade, em todas as técnicas, quanto mais longe do ponto de contato for produzido o movimento, melhor será a percepção. Também podemos dizer que quanto mais longe for do ponto de contato do movimento produzido, mais conforto o paciente sentirá.

Jenkins (2002) analisou a confiabilidade com que examinadores avaliaram a translação da articulação gleno umeral no ombro de um paciente através de técnicas manuais utilizando imagens de ressonância magnética. Esse tipo de avaliação requer que o examinador mentalize a quantidade de força aplicada à articulação, estime o movimento ocorrido na articulação, e conscientemente compare a resposta articular esperada em uma articulação

não afetada. Seus resultados demonstraram haver pouca confiabilidade nesse tipo de exame.

Um diagnóstico preciso não é possível sem uma palpação e identificação precisa dos segmentos envolvidos (BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 2003). O fator mais importante para obter uma mobilização eficaz é aprender a perceber ou “sentir” o movimento. Até obter esta habilidade por práticas repetidas, o tratamento pela mobilização não será completamente efetivo (MAITLAND, 1989).

O uso de técnicas de mobilização pertence à habilidade de terapeutas e suas percepções de natureza e grau de movimento articular. A avaliação é uma tarefa complexa a qual é complicada por falta de medidas objetivas. Por não haver valores normativos comuns para a população saudável, os terapeutas desenvolvem um modelo experimental do que é considerado normal. Entretanto, na situação clínica, o terapeuta pode raramente sentir movimento normal e seu modelo conceitual pode ser distorcido por anos de sensação de movimento vertebral anormal (HARMS; BADER, 1997).

Aprender a controlar a suavidade do grau I é tão importante quanto aprender a controlar a uniformidade do ritmo com os graus II e III, e todos estes graus merecem mais ênfase do que o grau IV. Uma descrição apropriada, para referir-se a uma pressão pósterio anterior aplicada num movimento de grau I no processo espinhal, é como dizer que se uma mosca estivesse entre os polegares do fisioterapeuta e o processo espinhal do paciente ela não seria esmagada pela execução da técnica. Para algumas pessoas, é difícil acreditar ser tal delicadeza possível em tratamento (MAITLAND, 1989).

Um importante fator que determina o tipo e a quantidade de movimento acessório percebido pelo examinador está relacionado às forças aplicadas pelos examinadores. A magnitude e direção dessas forças terão influência significativa na percepção do examinador da quantidade de movimento presente. Outro fator crítico é a posição da articulação do paciente durante o teste. A habilidade do tecido mole e estrutura articular limitarem o movimento

variará, dependendo da posição da articulação do paciente durante o teste de movimento acessório (RIDDLE, 1992).

Muitas pessoas acreditam que o tratamento por meio de movimento passivo envolve necessariamente estiramento; isto nem sempre é verdade. Contudo, é certo que ele envolve um tipo de movimento seja de estiramento ou não; daqui a importância de sentir o movimento. Quase todas as técnicas envolvem movimentos oscilatórios, porém se as oscilações forem muito rápidas ou muito lentas será praticamente impossível sentir o movimento da articulação. Neste caso, os movimentos parecerão apenas uma vibração ou um estiramento respectivamente. Embora seja errado estabelecer um padrão de oscilações, parece razoável seguir uma certa proporção de duas ou três oscilações por segundo. A importância de aprender a sentir o movimento não pode ser mais bem enfatizada do que afirmando que sem isto o exame será menos informativo e o tratamento menos eficiente (MAITLAND, 1989).

Uma das razões para a lentidão na aceitação geral do tratamento manipulatório é que algumas manipulações têm sido executadas inescrupulosamente, produzindo resultados desastrosos (MAITLAND, 1989).

Maitland (1989) já relatava a necessidade de aprimoramento na percepção sensorial do movimento ocorrido durante os graus. Existe a necessidade de estudos psicofísicos de habilidades táteis usadas na estimativa de movimento.

Julgamentos de movimento articular são baseados em *inputs* sensoriais táteis e na interpretação cognitiva desse *input*. Uma vez que a sensibilidade na detecção do movimento estiver determinada, a extensão do movimento percebido que é baseado somente em crença será então evidenciada (SIMMONDS; KUMAR; LEHELDT, 1995).

Infelizmente, entre dois examinadores é difícil encontrar concordância e confiabilidade na reprodutibilidade do exame físico da mobilidade intersegmentar da coluna cervical mesmo através de variáveis dicotômicas (com limitação ou sem limitação de movimento) (POOL et al., 2004).

### 3 INSTRUMENTO PARA MEDIÇÃO DE FORÇA

#### 3.1 EXTENSOMETRIA

O extensômetro é um sensor utilizado em medidas de deformação através da variação da resistência elétrica. O extensômetro elétrico ou *strain-gage* é na sua forma mais completa, um resistor elétrico composto de uma finíssima camada de material condutor, depositado sobre um composto isolante. Este é então colado sobre uma estrutura, em teste. Como o *strain-gage* é sensível às deformações oriundas de cargas presentes nas estruturas, pode-se então estudá-las, medindo o comportamento da deformação no corpo. Extensômetros elétricos alteram sua resistência de acordo com uma deformação aplicada no material ao qual o extensômetro está colado (DALLY; RILEY, 1978). Desta forma é possível ter diversos tipos de estruturas que sejam sensíveis aos muitos parâmetros físicos a estudar, tais como: carga, pressão, torque, deslocamento, aceleração e vibração.

Alguns pesquisadores utilizaram-se da extensometria na construção de transdutores. Faria e Carvalho (2002) desenvolveram transdutores de muletas e palmilhas para serem utilizadas em medidas de sinais provenientes de reações do solo.

#### 3.2 CÉLULAS DE CARGA

O princípio de funcionamento das células de carga baseia-se na variação da resistência ôhmica de um sensor, extensômetro ou *strain-gage*, quando submetido a uma deformação.

Um dos circuitos utilizado em extensometria é a ponte de Wheatstone. Esse circuito pode ser empregado para determinar a mudança na resistência ao qual o extensômetro sofrerá quando for sujeita a uma deformação (DALLY; RILEY, 1978). Utiliza-se comumente em células de carga, quatro extensômetros ligados entre si, segundo a ponte de Wheatstone, e o desbalanceamento da mesma, em virtude da deformação dos extensômetros,



é proporcional à força que o provoca. É através da medição deste desbalanceamento que se obtém o valor da força aplicada.

Os extensômetros são colados a uma peça metálica (alumínio, aço ou liga cobre-berílio), denominada corpo da célula de carga e inteiramente solidários à sua deformação. A força atua, portanto sobre o corpo da célula de carga e a sua deformação é transmitida aos extensômetros, que por sua vez, medirão sua intensidade. Obviamente que a forma e as características do corpo da célula de carga devem ser objeto de um meticoloso cuidado, tanto no seu projeto quanto na sua execução, visando assegurar que a sua relação de proporcionalidade entre a intensidade da força atuante e a conseqüente deformação dos extensômetros seja preservada tanto no ciclo inicial de pesagem quanto nos ciclos subseqüentes, independente das condições ambientais.

As células de carga são desenvolvidas de acordo com a necessidade da utilização. Ela pode ser diferenciada pela forma, material utilizado, tamanho, etc. Faria e Carvalho (2002) descrevem dois tipos de implementação de transdutores com extensômetros. Um, fixo à muleta, visando medir componentes ortogonais da força exercida pelo membro superior, e um outro, inserido na palmilha visando monitorar o esforço exercido pelo membro inferior do paciente (Figuras 8 e 9).

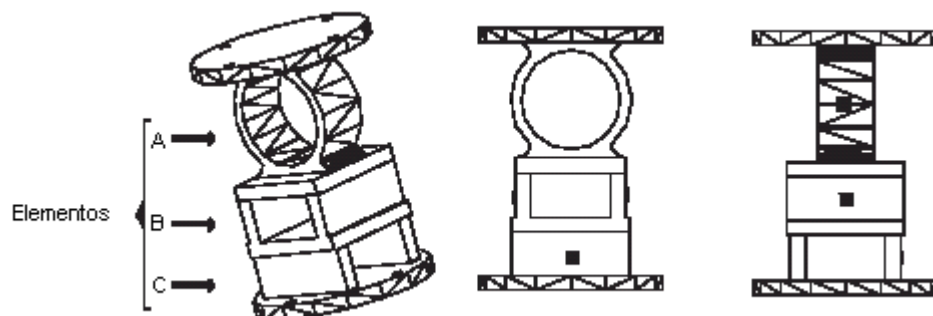


Figura 8 - Desenho esquemático do transdutor aplicado à muleta (FARIA; CARVALHO, 2002).

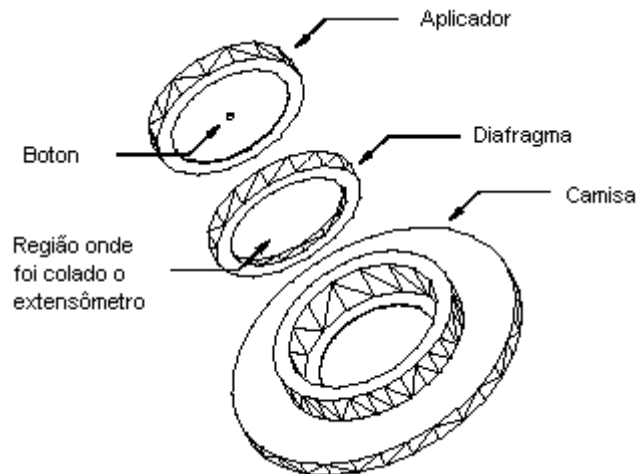


Figura 9 - Desenho esquemático do transdutor aplicado à palmilha (FARIA; CARVALHO, 2002).

Células de carga também são descritas no desenvolvimento de instrumentos que buscam avaliar a aplicação de força por fisioterapeutas durante a utilização de algumas técnicas que dependem da percepção manual.

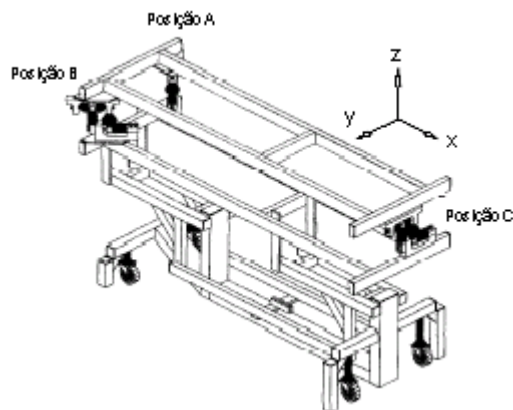


Figura 10 – Desenho esquemático de uma maca instrumentada com células de carga (HARMS; BADER, 1997).

Alguns pesquisadores anteriormente descreveram o uso de macas instrumentadas com células de carga nas medidas de aplicações de métodos de mobilização articular (Figura 10). Essas macas foram utilizadas na medida das forças relativas a técnicas de tratamento em fisioterapia como em

mobilizações por pressão pósterio anterior central na coluna lombar (HARMS et al., 1995; HARMS; BADER, 1997; CHIRADEJNANT; MAHER; LATIMER, 2001; CHIRADEJNANT; LATIMER; MAHER, 2002).

### 3.3 DESENVOLVIMENTO DO DISPOSITIVO

#### 3.3.1 Cálculos utilizados para a construção do corpo deformável

A célula de carga desenvolvida para este estudo é composta principalmente por um corpo deformável, representado por uma pequena lâmina de aço dobrada, onde são fixadas extensômetros (Figura 11).

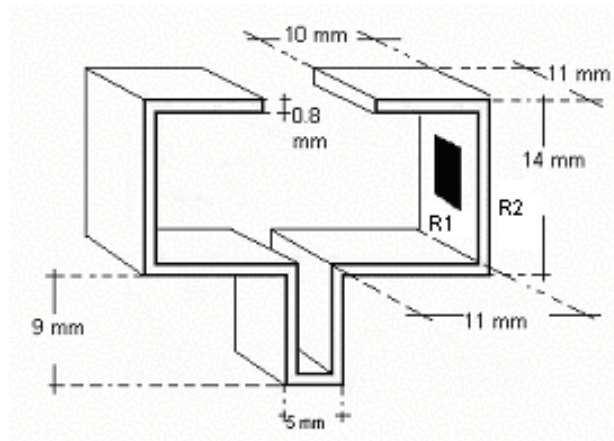


Figura 11 – Montagem da lâmina. R1 e R2 = extensômetros.

Foram utilizados dois extensômetros (KRATOS Dinamômetros Ltda, Embu, SP, Brasil) modelo PA 06 125 AA-350-11 com fator do extensômetro  $K = 2,04 \pm 1\%$ . Esses extensômetros foram colados na superfície interna e externa de uma das paredes verticais da lâmina de aço, assim que a mesma estivesse dobrada.

Para determinarmos a espessura da lâmina utilizada, foram necessárias algumas equações baseadas em cálculos de resistência elétrica e de deformações de materiais.

Utilizando a equação para cálculos em extensometria, tem-se:

$$\frac{\Delta U}{V} = \frac{K}{4}(\varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4) \quad (1)$$

Onde:  $\Delta U$  = tensão de saída da ponte;

$K$  = fator do extensômetro;

$V$  = tensão de excitação;

$\varepsilon_i$  = deformação específica.

Para a construção desse dispositivo foi utilizado o esquema de montagem dos extensômetros em meia ponte de Wheatstone (Figura 12), então a equação utilizada para este estudo foi:

$$\frac{\Delta U}{V} = \frac{K}{2} \varepsilon \quad (2)$$

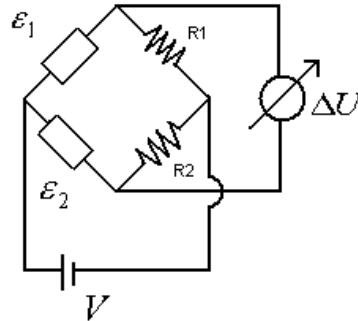


Figura 12 - Modelo esquemático da meia ponte de Wheatstone. R1 e R2 = extensômetros,  $\Delta U$  = tensão de saída da ponte,  $V$  = tensão de excitação,  $\varepsilon_i$  = deformação específica normal.

Para o cálculo da deformação da lâmina, foi utilizado a seguinte equação:

$$\sigma = \frac{M.c}{I} \quad (3)$$

Onde:  $\sigma$  = tensão de flexão;

$M$  = momento fletor;

$c$  = distância da superfície da secção transversal até a linha neutra;

$I$  = momento de inércia da secção transversal.

Sabendo-se que,  $c = \frac{h}{2}$  e  $I = \frac{bh^3}{12}$ , a equação (3) torna-se:

$$\sigma = \frac{6M}{bh^2} \quad (4)$$

Onde:  $h$  = espessura da lâmina;

$b$  = largura da lâmina.

Como,  $M = \frac{P}{2}r$ , então:

$$\sigma = \frac{3Pr}{bh^2} \quad (5)$$

Onde:  $P$  = força aplicada;

$r$  = comprimento da lâmina.

Sabendo-se que,  $\sigma = E\varepsilon$ , e associando esta à equação (5), obtemos:

$$\varepsilon = \frac{3Pr}{bh^2E} \quad (6)$$

Onde:  $E$  = módulo de elasticidade longitudinal do material.

Associando a equação (2) com a equação (6), tem-se:

$$bh^2 = \frac{3PKr}{2E\left(\frac{\Delta U}{V}\right)} \quad (7)$$

Adotando para a equação (7) os seguintes valores:

$$K = 2,04;$$

$$E = 2,1 \times 10^{11} \text{ N/m}^2;$$

$$P_{\text{máx}} = 30 \times 9,81 = 294,3 \text{ N};$$

$$r = 11 \text{ mm} = 1,1 \times 10^{-2} \text{ m};$$

$$\left(\frac{\Delta U}{V}\right)_{\text{máx}} = 0,002, \text{ por corresponder ao valor médio da faixa comercial de}$$

transdutores.

E, fixando o valor da largura da lâmina  $b$  em 11 mm, tem-se como valor da espessura,  $h = 1,45 \text{ mm}$ .

### 3.3.2 Montagem do dispositivo

Baseada nos cálculos realizados, a espessura da lâmina de aço deveria ser aproximadamente igual a 1,45 mm. Com essa medida, haveria dificuldade na realização das dobras, visto que as dimensões finais do dispositivo são pequenas.

Por essa dificuldade de caráter construtivo, a espessura real utilizada foi de 0,8 mm.

O corpo deformável, representado pela lâmina em aço devidamente dobrada (Figura 11), foi projetado para permitir que os sinais referentes às cargas aplicadas, durante a realização de técnicas de mobilização articular pósterio anterior central na coluna lombar, pudessem ser coletados.

Um dos extensômetros foi colado na superfície interna e o outro na superfície externa de uma das paredes verticais laterais do corpo deformável. Essa lâmina foi confeccionada para permitir que enquanto uma força fosse

aplicada a sua estrutura, haveria uma deformação que seria lida através dos extensômetros. Esses extensômetros foram montados de acordo com o esquema de meia ponte de Wheatstone (Figura 12). Os extensômetros estavam conectados através de um cabo de quatro condutores 26 AWG de aproximadamente um metro a um conector modelo DB15.

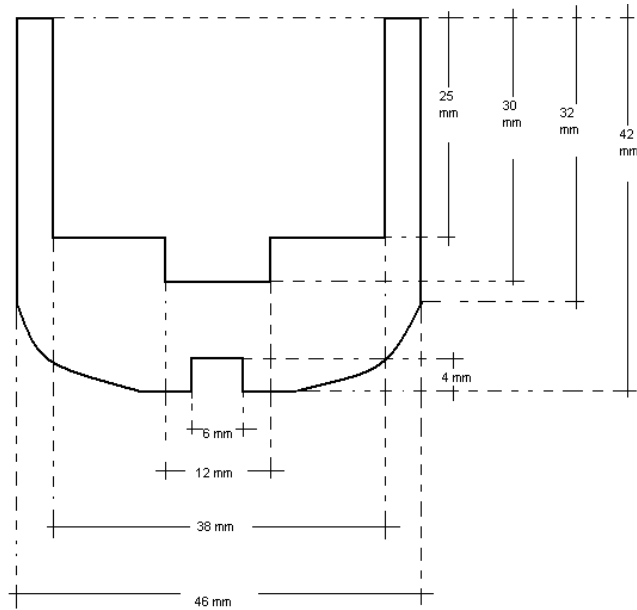


Figura 13 - Peça para proteção do sistema vista de perfil.

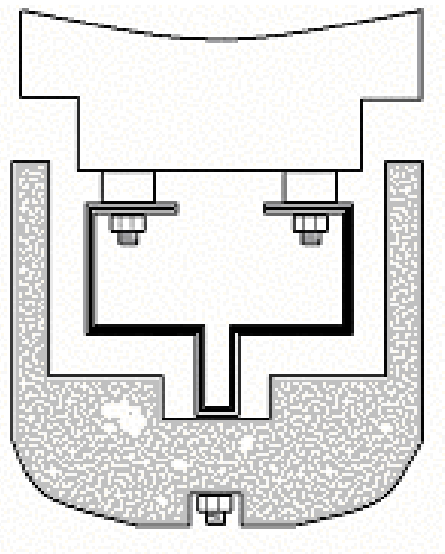


Figura 14 – Montagem do dispositivo.



Figura 15 – Fixação do dispositivo na mão do fisioterapeuta.

A lâmina de aço estava protegida no interior de uma peça cilíndrica em alumínio (Figuras 13 e 14). A cobertura superior correspondia a uma peça cilíndrica em teflon, fixa a lâmina através de dois parafusos. A superfície superior da cobertura era côncava para permitir melhor acoplamento com a mão do fisioterapeuta durante a aplicação da técnica de pressão póstero anterior central. Nessa cobertura também estava fixa uma cinta elástica que permitia que a mão do fisioterapeuta pudesse manter-se estável durante a realização da manobra (Figura 15).



## 4 PROCEDIMENTOS

### 4.1 PROCEDIMENTO DE CALIBRAÇÃO DO INSTRUMENTO

A precisão e a confiabilidade do teste e do re-teste do dispositivo desenvolvido para as medidas da técnica de pressão pósterio anterior central foram investigadas pela aplicação de cargas conhecidas na região sensitiva do aparelho.

As cargas utilizadas passaram por uma balança digital (TOLEDO) com precisão de 5g. As cargas correspondiam a três anilhas com 5,025 kgf, 10,125 kgf, e 10,080 kgf. Com a associação dessas anilhas foi possível realizar a calibração do sistema através de cinco diferentes condições de carga: 0 kgf, 5,025 kgf, 10,125 kgf, 15,180 kgf, e 20,205 kgf.

As medidas de calibração foram realizadas através do *software* de aquisição de dados Catman e pela ponte amplificadora para extensometria Spider 8 (ambos da HBM, Darmstadt, Alemanha).

O instrumento foi posicionado em uma superfície plana, seus sinais foram zerados, e as cargas foram posicionadas de maneira que as medidas pudessem ser realizadas (Figura 16). Cada uma das condições de carga utilizada foi repetida 6 vezes. Dessa forma, foram obtidos valores médios para as tensões resultantes.

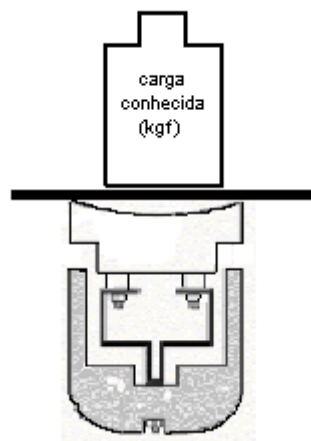


Figura 16 – Desenho esquemático do procedimento de calibração do sistema.

Correlacionando as cargas conhecidas (em kgf) com as médias das tensões resultantes (em mV/ V) para cada situação de carga, foi possível obter valores de ICC próximos ao valor 1 (ICC= 0,99). A variação das cargas conhecidas em relação às médias das tensões resultantes pode ser observada no gráfico (Figura 17).

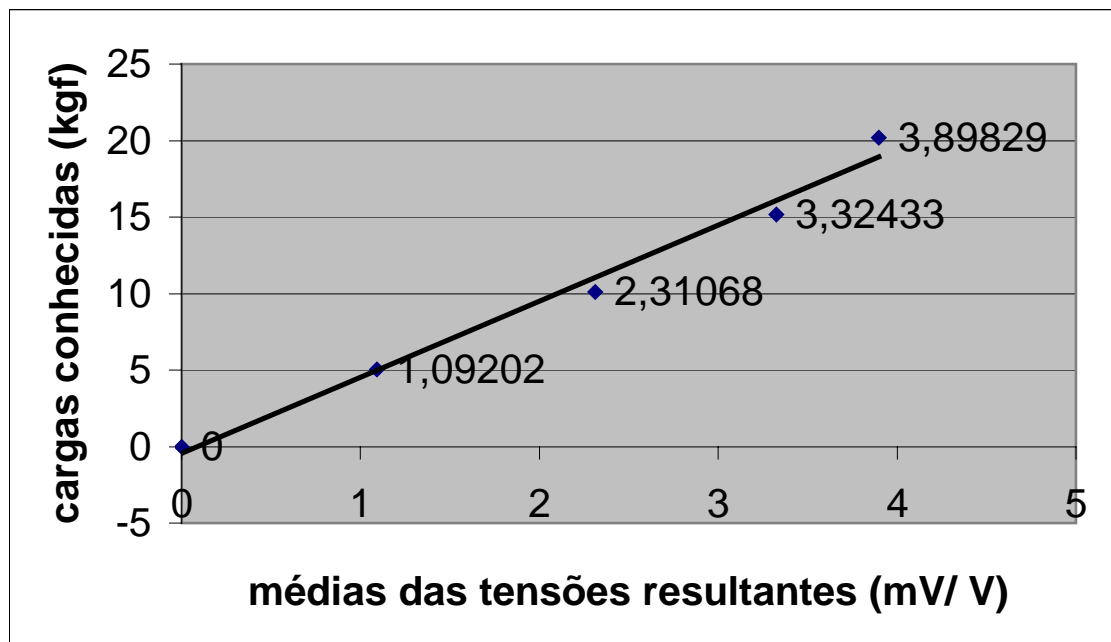


Figura 17 - Gráfico da correlação cargas conhecidas x médias das tensões resultantes com a reta de regressão linear.

#### 4.2 FORMA DE APLICAÇÃO DA FORÇA

Todas as coletas deste estudo foram realizadas no laboratório de biomecânica do Departamento de Mecânica (DME) do campus da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG) da Universidade Estadual Paulista (UNESP). Teve aprovação do comitê de ética em pesquisa da Universidade de Taubaté (UNITAU) sob Protocolo n° 393/04 de acordo com a Resolução CNS/MS 196/96 (ANEXO A).

### **4.2.1 Amostra experimental**

Todos os indivíduos participantes deste estudo foram selecionados de acordo com uma avaliação e receberam as devidas informações sobre as etapas de coleta. Eles foram caracterizados como voluntários, e como tais, tinham livre decisão de interromper sua participação neste estudo.

Um termo de consentimento foi preenchido e assinado por todos os indivíduos, tanto pelos pacientes como pelos fisioterapeutas (APÊNDICES A e B).

#### **4.2.1.1 Pacientes**

Foram selecionados para participarem como pacientes dessa pesquisa, apenas indivíduos que não apresentassem nenhuma das contra-indicações para a realização de pressão pósterio anterior na coluna lombar. Como o objetivo do presente estudo era somente estudar o comportamento da aplicação da técnica de pressão pósterio anterior central através da percepção manual de cada fisioterapeuta, não havia necessidade de utilizar pacientes que apresentassem dor lombar.

#### **4.2.1.2 Fisioterapeutas**

Participaram como fisioterapeutas desta pesquisa, todos os alunos do programa de Pós-Graduação da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG) que tivessem a fisioterapia como curso de graduação. Como critério de inclusão era necessário conhecimento teórico e prático em métodos de terapia manual, particularmente em relação à técnica de pressão pósterio anterior central na coluna lombar.

## 4.2.2 Equipamento experimental

Os materiais experimentais estavam divididos em duas categorias: materiais para aquisição dos dados, e materiais para tratamento e análise dos dados.

### 4.2.2.1 Aquisição dos dados

Uma maca padrão foi utilizada neste estudo para simular as mesmas condições clínicas encontradas para o uso da técnica. Assim, o tipo de resistência sofrido pelo acolchoado da maca pode ser desprezado.

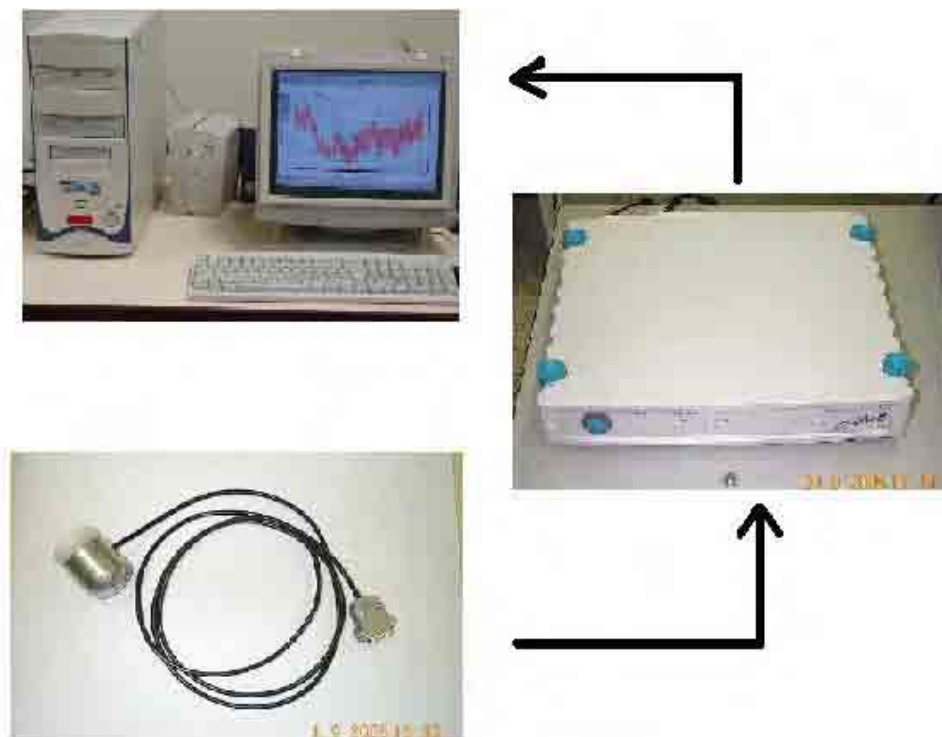


Figura 18 – Fluxograma do sinal de carga.

Os sinais relativos à deformação oriunda da célula de carga foram coletados via ponte amplificadora para extensometria (SPIDER 8). Os sinais amplificados foram transferidos ao computador através de um *software* de aquisição de sinais (Figura 18). No *software* foi possível escolher alguns

parâmetros, tais como: frequência de amostragem, filtro de aquisição, frequência de corte, tempo de coleta, além da calibração dos sinais com valores de cargas conhecidas.

O tempo de duração de cada coleta foi selecionado para 60 segundos. A frequência de amostragem foi 100 Hz. Essa frequência foi adotada seguindo a metodologia usada nos estudos de Chiradejnant; Latimer e Maher (2002) e Chiradejnant; Maher e Latimer (2001). Durante a coleta, um filtro Butterworth passa-baixa com frequência de corte de 10 Hz foi utilizado. A faixa da frequência de oscilação do movimento na técnica de mobilização articular está entre 2 e 3 Hz (CORRIGAN; MAITLAND, 2000). Então essa frequência de corte utilizada permitiria, com segurança, que os valores fossem coletados.

#### 4.2.2.2 Tratamento e análise dos dados

Os dados foram transferidos para um computador para tratamento e análise dos sinais. Os *softwares* utilizados neste estudo foram: Microsoft Excel e Microcal Origin 6.0.

#### 4.2.3 Realização das coletas

Toda a instrução foi detalhadamente informada para os fisioterapeutas e para os pacientes antes que qualquer coleta fosse iniciada.

Como um dos propósitos do estudo foi analisar o comportamento da força aplicada por fisioterapeutas durante aplicação da pressão pósterio anterior central, segundo sua distinção por graus, nenhum *feedback* foi fornecido ao fisioterapeuta durante a coleta. Assim, a tela do computador de aquisição foi mantida fora do alcance visual do fisioterapeuta e o paciente foi instruído a não realizar comentários em relação à força aplicada.

Em estudos com a utilização de *feedback* durante a aplicação de técnicas manuais houve melhora no desempenho, tanto durante as técnicas de manipulação (TRIANO et al., 2002; TRIANO et al., 2003) como durante

técnicas envolvendo mobilização articular (LEE; MOSELEY; REFSHAUGE, 1991; ALLISON et al., 2001). Como um dos objetivos foi comparar a carga realizada com a carga estimada, o *feedback* poderia induzir o fisioterapeuta a fazer estimativas corretas.

O paciente foi posicionado em decúbito ventral com a cabeça posicionada para o lado de escolha e com os membros superiores ao lado do tronco (Figura 19). Sua região lombar foi mantida em posição neutra, isto é, sem a presença de anteparos na região do abdome que modifique sua lordose na região lombar. Esse posicionamento foi adotado, pois um estudo demonstrou que uma variação na posição pode afetar a rigidez pósterio anterior da coluna com a mudança no posicionamento (EDMONDSTON et al., 1998). O mesmo foi orientado para não realizar qualquer tipo de contração, principalmente nos músculos paravertebrais.



Figura 19 – Aplicação da técnica e disposição da sala.

As coletas dos sinais foram realizadas em um período de 60 segundos para cada um dos graus de mobilização. Assim, os fisioterapeutas iniciaram a aplicação da técnica aproximadamente 5 segundos antes do início e terminaram 5 segundos após o término de cada coleta. Esse procedimento foi

utilizado para evitar que a fase inicial e a fase final do sinal fossem interrompidas, excluindo a possibilidade da perda de alguns dados.

A orientação aos fisioterapeutas foi que a vértebra a ser mobilizada deveria ser a terceira vértebra lombar (L3) e a direção da aplicação da força teria de ser totalmente vertical (Figura 20). Foi instruído também, que o pico de força aplicado deveria ser o mais constante possível durante o período total de cada coleta.



Figura 20 – Forma de aplicação da técnica.

Após a aplicação de cada um dos graus, cada um dos fisioterapeutas anotou o valor que havia estimado para cada grau de mobilização. Essa estimativa poderia ser em qualquer uma das grandezas que o fisioterapeuta escolhesse. Porém, para facilitar o processo de estimativa dos valores, foi utilizado o valor em kgf (quilograma força) para a comparação com o valor médio de carga real aplicada em cada grau por cada fisioterapeuta.

### 4.3 ANÁLISE DOS DADOS

Após a aquisição dos sinais, os dados foram transferidos a um programa estatístico para que pudessem ser tratados e analisados. Os softwares estatísticos utilizados para este estudo foram Excel (Microsoft, Troy, NY, USA) e Origin 6.0 (Microcal, Northampton, MA, USA).

Os dados de cada coleta foram divididos em 6 períodos menores, representados por 10 segundos cada, a fim de facilitar a análise. Em cada período, os picos máximos e os picos mínimos foram selecionados. Os picos máximos seriam a melhor forma de representar a carga máxima aplicada pelos fisioterapeutas durante a realização da técnica. Os picos máximos e os picos mínimos foram utilizados para calcular a amplitude da carga aplicada.

#### 4.3.1 Cálculo da amplitude da carga

A amplitude de carga para cada grau foi determinada pela diferença entre a média dos picos máximos e a média dos picos mínimos de cada coleta de 60 segundos. Esse cálculo foi realizado para verificar a amplitude de oscilação de carga aplicada em cada um dos graus, realizados por cada um dos fisioterapeutas voluntários.

#### 4.3.2 Cálculo da frequência utilizada

A frequência de oscilação foi calculada pela quantidade de oscilações existentes dentro do período de cada coleta de 60 segundos. Ou seja, os valores de frequência de oscilação, utilizada por cada fisioterapeuta em cada grau de mobilização, foram obtidos pela divisão da quantidade de picos máximos ou mínimos existente dentro de cada coleta por 60 segundos. Sua unidade foi dada em hertz (Hz).



### **4.3.3 Comparação das cargas aplicadas em diferentes graus**

Para cada fisioterapeuta foi realizada uma análise de variância (ANOVA) entre os valores de picos máximos dos quatro graus de mobilização articular. Essa análise foi usada para determinar se houve diferença estatisticamente significativa entre as cargas utilizadas nos diferentes graus de mobilização. Foram realizadas ANOVAs entre os valores dos graus do agrupamento de todos os fisioterapeutas participantes do estudo, entre os valores dos graus de mobilização dos voluntários do sexo feminino e entre os valores dos graus apresentados para o sexo masculino.

### **4.3.4 Comportamento da carga aplicada durante cada coleta**

Cada período de 10 segundos de mobilização possuía determinada quantidade de picos. Uma análise de variância (ANOVA) foi realizada entre os 6 períodos de 10 segundos de cada grau para analisar se houve diferença estatisticamente significativa na aplicação das cargas durante cada coleta. Uma ANOVA foi realizada posteriormente entre os valores de todos os fisioterapeutas.

### **4.3.5 Correlação das cargas aplicadas com as cargas estimadas**

A média para cada grau dos picos máximos aplicados por cada fisioterapeuta foi correlacionada com a força estimada para cada grau através de um teste estatístico de correlação. A análise utilizada foi o coeficiente de correlação intraclassa (ICC).

O índice de significância adotado para as análises estatísticas foi  $p < 0,05$ .

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados obtidos na calibração do instrumento demonstraram uma correlação linear alta ( $R=0,99$ ) entre as médias das tensões resultantes obtidas e as cargas conhecidas.

As macas desenvolvidas em estudos anteriores instrumentadas com células de carga (HARMS et al., 1995; HARMS; BADER, 1997; CHIRADEJNANT; MAHER; LATIMER, 2001; CHIRADEJNANT; LATIMER; MAHER, 2002) demonstraram-se altamente confiáveis nas medidas da aplicação de força durante a realização da técnica de pressão pósterio anterior central nas três direções.

O instrumento desenvolvido no presente estudo permite apenas a medida das forças verticais. Porém, o instrumento, por possuir uma cinta elástica, permite que o fisioterapeuta aplique na direção em que desejar. Como as cargas aplicadas em técnicas de pressão pósterio anterior central devem ser o mais próximo da direção vertical, principalmente quando aplicadas no processo espinhoso da terceira vértebra lombar, as demais direções foram desconsideradas.

Assim como a maca instrumentada (HARMS et al., 1995; HARMS; BADER, 1997; CHIRADEJNANT; MAHER; LATIMER, 2001; CHIRADEJNANT; LATIMER; MAHER, 2002), o modelo vertebral eletromecânico e a plataforma de força (SIMMONDS; KUMAR; LEHELDT, 1995; BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 2003; BJÖRNSDÓTTIR, 1997), o dispositivo desenvolvido em nosso estudo demonstrou-se um instrumento útil em medidas de forças aplicadas na coluna vertebral durante a aplicação de técnicas de mobilização por pressão pósterio anterior central. Uma das vantagens para o dispositivo desenvolvido em nosso estudo é ser um instrumento mais portátil que os demais facilitando seu uso nas diversas situações clínicas.

Participaram deste estudo dez fisioterapeutas, com  $27,8 \pm 2,7$  anos de idade,  $168,8 \pm 5,1$  cm de estatura,  $64,0 \pm 9,4$  kg de massa corporal, e  $5,2 \pm 3,1$  anos de experiência clínica (Tabela 1).

Tabela 1 – Descrição dos fisioterapeutas que participaram como voluntários do estudo.

variável	fisioterapeutas									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Sexo	M	F	F	M	F	M	M	F	M	M
Idade (anos)	25	26	25	30	27	30	32	26	31	26
Altura (cm)	170	163	164	168	164	181	168	170	170	170
Massa corporal (kg)	73	50	51	72	59	75	65	55,5	70	69
Experiência clínica (em anos)	4	2	2	8	10	5	7	3	9	2
Frequência de uso da técnica (por semana)	< 2 x	> 2 x	> 2 x	< 2 x	> 2 x	> 2 x	< 2 x	< 2 x	> 2 x	> 2 x

## 5.1 AMPLITUDE DA CARGA

A variação da amplitude da aplicação da carga (em kgf) para cada fisioterapeuta durante a realização da técnica de mobilização articular por pressão pósterio anterior central em cada um dos graus está representada na Tabela 2.

Tabela 2 – Valores de amplitude de força aplicada (em kgf) para cada grau de mobilização realizado por cada um dos voluntários fisioterapeutas incluídos no estudo.

	Vol. 1	Vol. 2	Vol. 3	Vol. 4	Vol. 5	Vol. 6	Vol. 7	Vol. 8	Vol. 9	Vol. 10
<b>Grau 1</b>	1,73	0,24	0,37	0,24	0,71	0,26	1,76	0,14	0,99	0,26
<b>Grau 2</b>	3,43	0,40	0,51	0,68	3,64	0,66	2,99	0,21	2,63	0,22
<b>Grau 3</b>	5,05	0,63	0,72	1,33	6,31	4,98	3,71	0,37	8,76	1,53
<b>Grau 4</b>	3,61	0,45	0,55	3,10	7,67	1,35	5,97	0,23	2,31	0,20

Pode ser observada nessa tabela, uma grande variabilidade na amplitude de oscilação da aplicação de força. Assim, para grau 1, a amplitude varia de 0,14 a 1,76 kgf. Para o grau 2, a amplitude varia de 0,21 a 3,43 kgf, para os graus 3 e 4 variam de 0,37 a 8,76 kgf e 0,20 a 7,67 kgf, respectivamente.

## 5.2 FREQUÊNCIA DE OSCILAÇÃO UTILIZADA POR CADA TERAPEUTA

A Tabela 3 demonstra os valores de frequência de oscilação (em Hz) utilizados por cada fisioterapeuta durante a aplicação da técnica de mobilização articular por pressão pósterio anterior central em cada um dos graus.

Tabela 3 – Valores de frequência de oscilação (em Hz) para cada grau de mobilização realizado por cada um dos voluntários fisioterapeutas.

	Vol. 1	Vol. 2	Vol. 3	Vol. 4	Vol. 5	Vol. 6	Vol. 7	Vol. 8	Vol. 9	Vol. 10
<b>Grau 1</b>	2,55	2,30	2,17	1,77	1,67	2,17	2,65	2,63	2,87	5,00
<b>Grau 2</b>	2,80	2,38	2,17	1,52	1,20	2,15	2,38	2,92	2,43	3,93
<b>Grau 3</b>	2,73	2,22	2,08	1,50	1,08	2,13	2,32	3,38	2,25	2,80
<b>Grau 4</b>	3,05	2,28	2,12	0,98	0,82	2,70	2,27	4,60	2,87	6,58

Nessa tabela é possível observar valores que não correspondem aos valores da teoria que é descrita por Maitland (1989). Segundo Corrigan e Maitland (2000) a pressão tem de ser leve e deve ser aplicada e relaxada com uma frequência de oscilação de 2 a 3 Hz. O voluntário 5, por exemplo, aplicou a técnica no grau 4 com uma frequência de oscilação de 0,82 Hz; já o voluntário 10 aplicou a mesma técnica no grau 4 com uma frequência de oscilação de 6,58 Hz. Corrigan e Maitland (2000) acreditam que se a pressão for aplicada com demasiada rapidez ou lentidão, o movimento não será claramente observado.

## 5.3 CARGAS APLICADAS NOS DIFERENTES GRAUS

Os gráficos apresentados a seguir demonstram a variação das médias dos picos máximos das cargas aplicadas em função dos graus de mobilização articular. Cada gráfico representa a média e o desvio padrão dos picos

máximos de carga aplicada durante a execução de cada grau pelos fisioterapeutas incluídos neste estudo.

Ao nível de significância  $p < 0,05$ , todos os valores das médias dos picos máximos, de cada um dos gráficos analisados, apresentam diferença estatisticamente significativa de acordo com a Análise de Variância (ANOVA).

Os resultados apresentados nas Figuras 21a 30 representam as médias e desvios padrão das cargas máximas a qual está sujeita a articulação na qual está sendo aplicada a técnica de pressão pósterio anterior central. Em muitos casos, foi observado que o fisioterapeuta não aplicou os quatro graus em ordem crescente. Na realidade, esse não seria necessariamente o comportamento esperado, já que para a teoria descrita por Maitland (1989) e Corrigan e Maitland (2000), o grau 3 e grau 4 passa a ter qualitativamente a mesma sensação final do deslocamento articular produzido pela técnica.

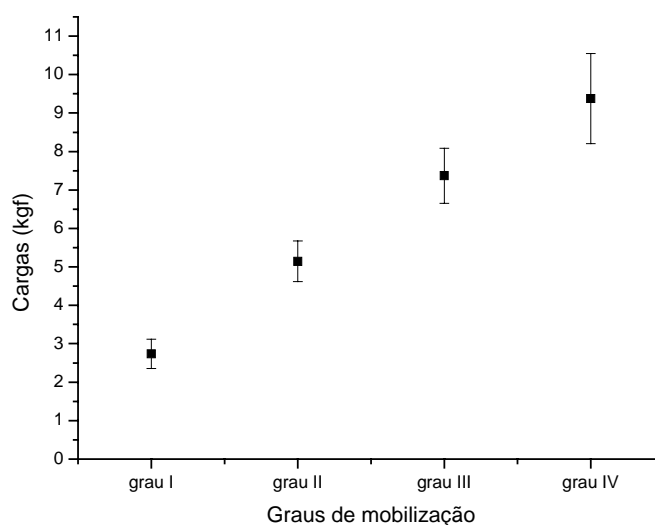


Figura 21 - Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 1 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central. Barra de erro =  $\pm$  desvios padrão.

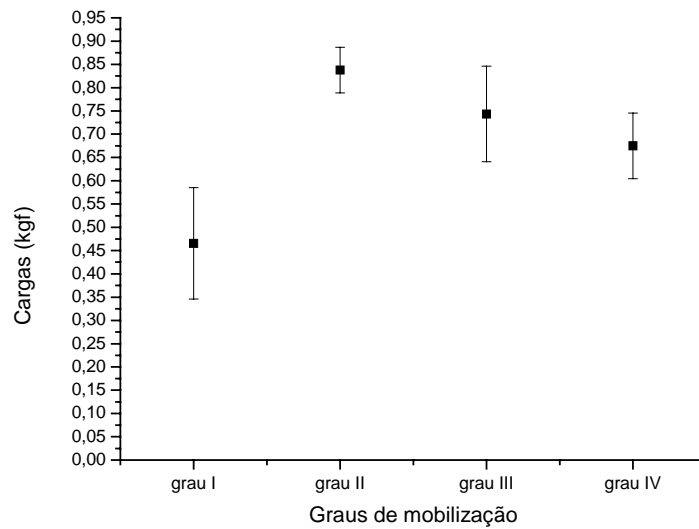


Figura 22 - Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 2 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central. Barra de erro =  $\pm$  desvios padrão.

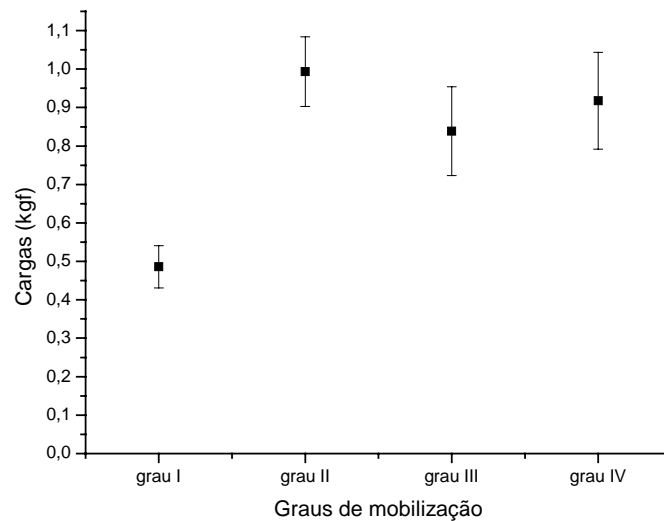


Figura 23 - Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 3 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central. Barra de erro =  $\pm$  desvios padrão.

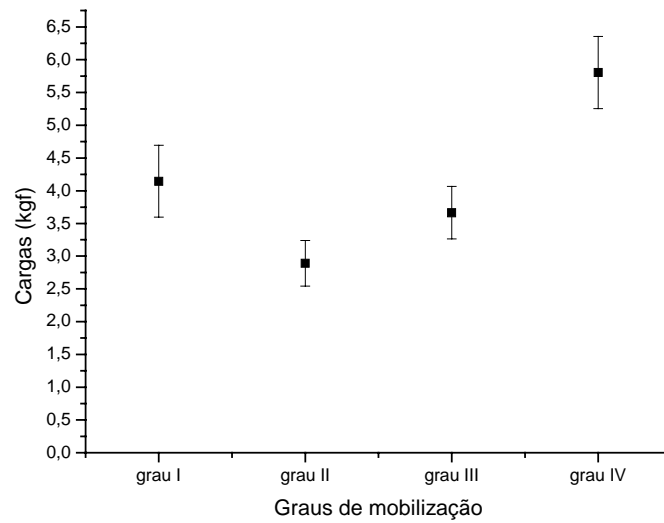


Figura 24 - Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 4 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central. Barra de erro =  $\pm$  desvios padrão.

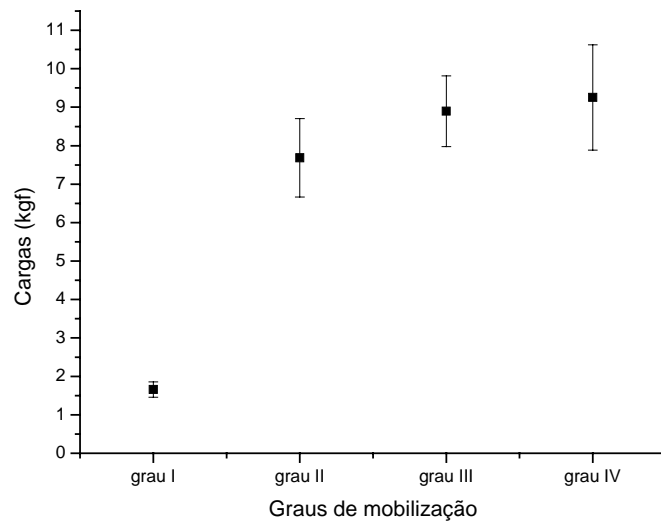


Figura 25 - Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 5 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central. Barra de erro =  $\pm$  desvios padrão.

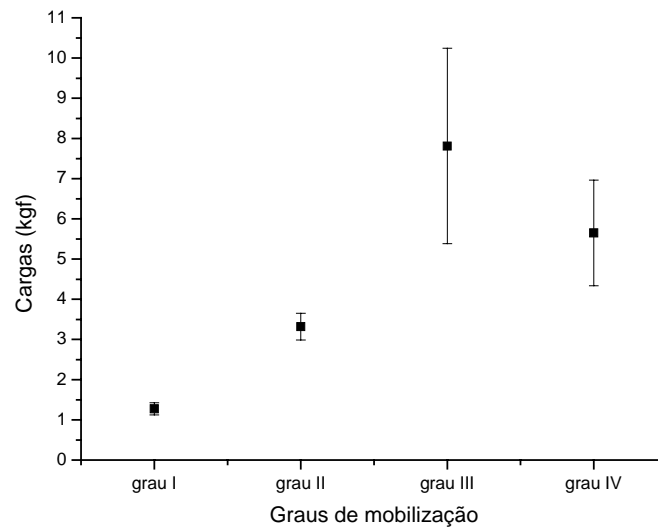


Figura 26 - Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 6 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central. Barra de erro =  $\pm$  desvios padrão.

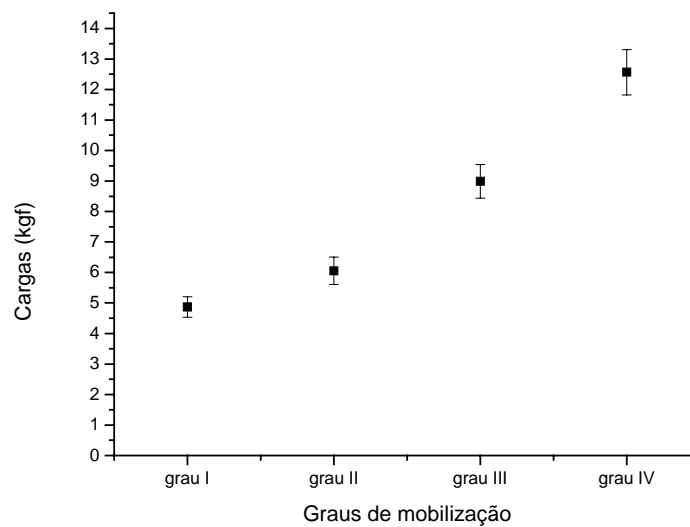


Figura 27 - Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 7 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central. Barra de erro =  $\pm$  desvios padrão.



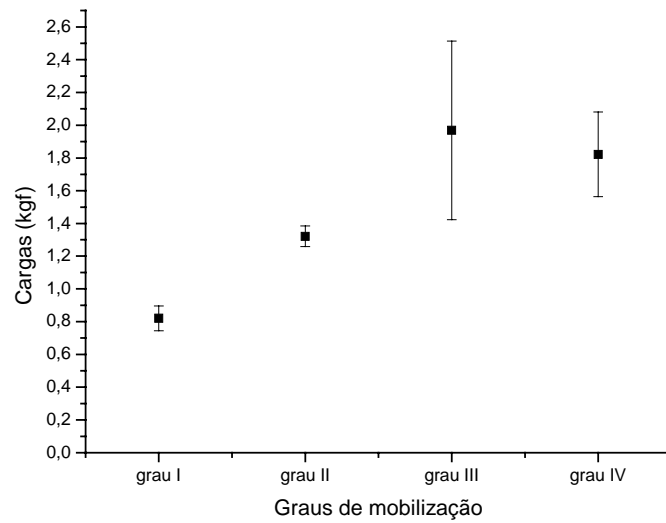


Figura 28 - Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 8 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central. Barra de erro =  $\pm$  desvios padrão.

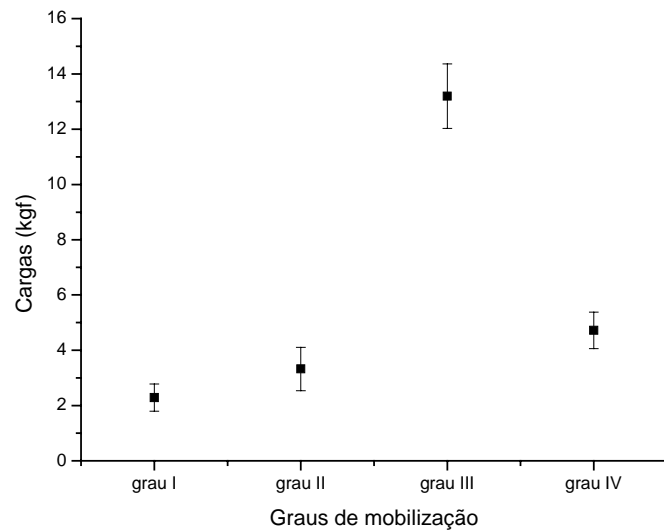


Figura 29 - Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 9 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central. Barra de erro =  $\pm$  desvios padrão.

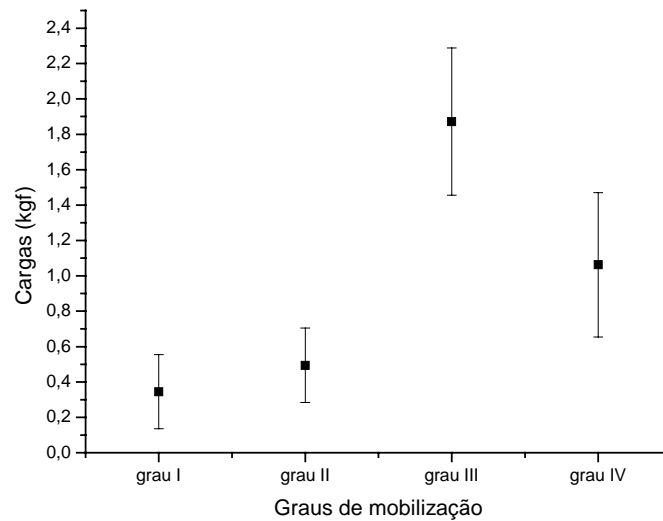


Figura 30 – Médias das forças máximas usadas pelo fisioterapeuta 10 durante a realização dos quatro graus da técnica de pressão pósterio anterior central. Barra de erro =  $\pm$  desvios padrão.

É possível notar uma grande variabilidade entre os gráficos já que para alguns fisioterapeutas o valor máximo dificilmente passou de 1 kgf, sendo que houve um caso em que a carga máxima aplicada foi maior que 12 kgf.

O gráfico apresentado na Figura 31 demonstra a distribuição da força máxima aplicada para cada grau de mobilização pelo grupo dos 10 fisioterapeutas que participaram do estudo.

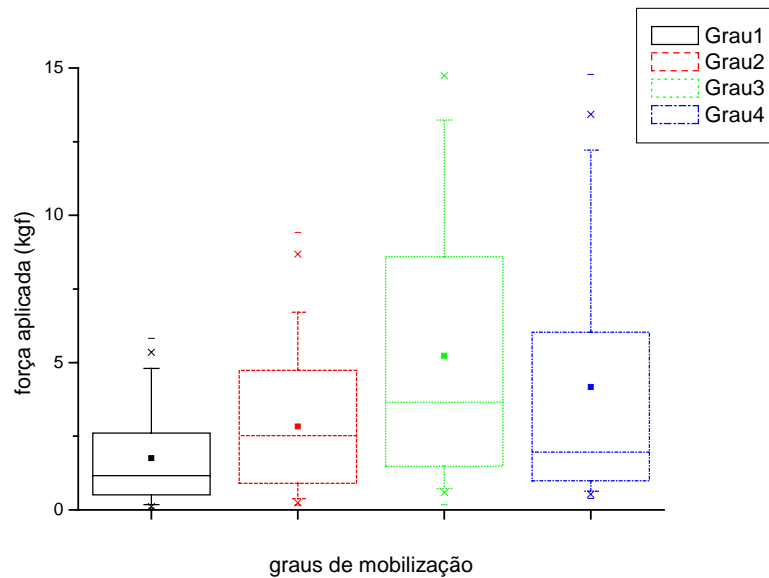


Figura 31 – Distribuição da força máxima para cada grau de mobilização usada pelo grupo dos 10 fisioterapeutas que participaram do estudo, indicando a mediana, quartil inferior e superior e os valores extremos.

Esses resultados são inferiores aos resultados encontrados no estudo de Simmonds; Kumar e Lechelt (1995); Harms e Bader (1997); Chiradejnant; Latimer e Maher (2002) e Chiradejnant; Maher e Latimer (2001). Talvez uma diferença metodológica utilizada possa ser o fator que levou a causar a diferença entre os resultados.

Os gráficos apresentados nas Figuras 32 e 33 representam a distribuição de força máxima usada para cada um dos graus de mobilização pelo grupo de 4 fisioterapeutas do sexo feminino e pelo grupo de 6 fisioterapeutas do sexo masculino, respectivamente.

Foi possível observar através desses gráficos que o grupo de fisioterapeutas do sexo feminino aplicam quantidades de carga de menor magnitude comparado ao grupo de fisioterapeutas do sexo masculino.

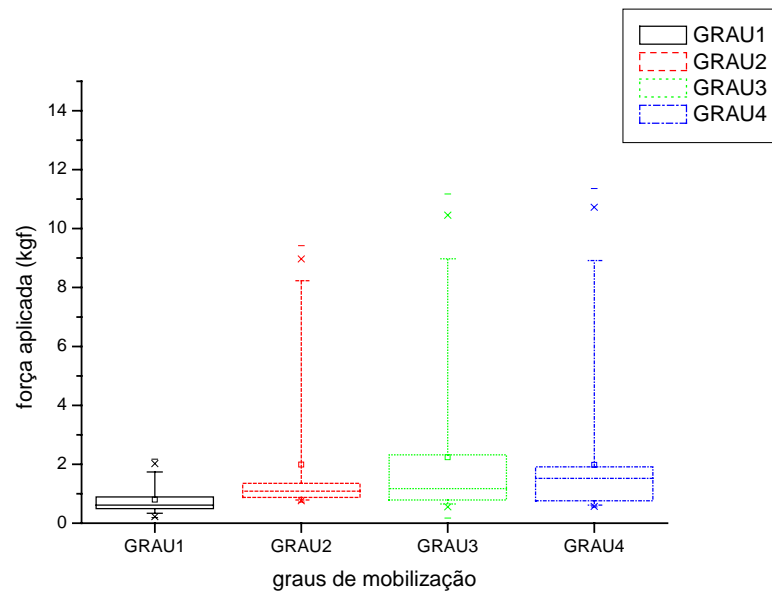


Figura 32 – Distribuição da força máxima para cada grau de mobilização usada pelo grupo de 4 fisioterapeutas do sexo feminino que participaram do estudo, indicando a mediana, quartil inferior e superior e os valores extremos.

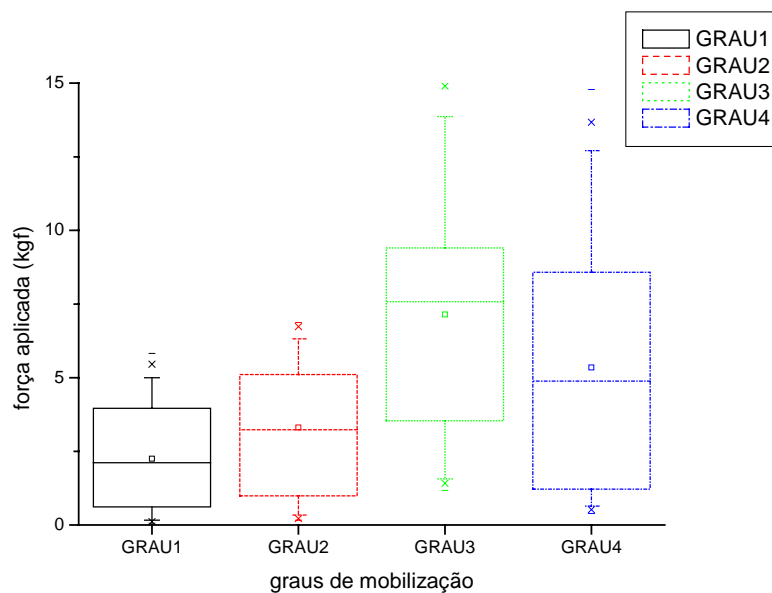


Figura 33 – Distribuição da força máxima para cada grau de mobilização usada pelo grupo de 6 fisioterapeutas do sexo masculino que participaram do estudo, indicando a mediana, quartil inferior e superior e os valores extremos.

## 5.4 COMPORTAMENTO DA CARGA DURANTE A COLETA

Os valores médios e desvios padrão dos períodos de cada grau estão apresentados nas Tabelas 4 a 13. Cada tabela representa o comportamento da aplicação da técnica de pressão póster anterior central durante o intervalo da coleta de 60 segundos. O comportamento foi verificado através da variação das médias das cargas máximas aplicadas em cada intervalo de 10 segundos.

Tabela 4 – Valores das médias dos picos máximos (em kgf) e desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão póster anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 1.

	0 a 10s	10 a 20s	20 a 30s	30 a 40s	40 a 50s	50 a 60s	ANOVA
<b>Grau 1</b>	2,374301 (0,135863)	2,351897 (0,090464)	2,565723 (0,227452)	2,832993 (0,127739)	3,249389 (0,244161)	3,062893 (0,12331)	p<0,05
<b>Grau 2</b>	5,129959 (0,798102)	4,885465 (0,546262)	4,942992 (0,329818)	5,244734 (0,271619)	5,279992 (0,579265)	5,36657 (0,322424)	p<0,05
<b>Grau 3</b>	7,541933 (0,492696)	7,984103 (0,326535)	7,997723 (0,433679)	7,041273 (0,731644)	6,968597 (0,564797)	6,713337 (0,474845)	p<0,05
<b>Grau 4</b>	11,40451 (0,411223)	10,01159 (0,597386)	9,407901 (0,497241)	8,415862 (0,331802)	8,392419 (0,461646)	8,586888 (0,456366)	p<0,05

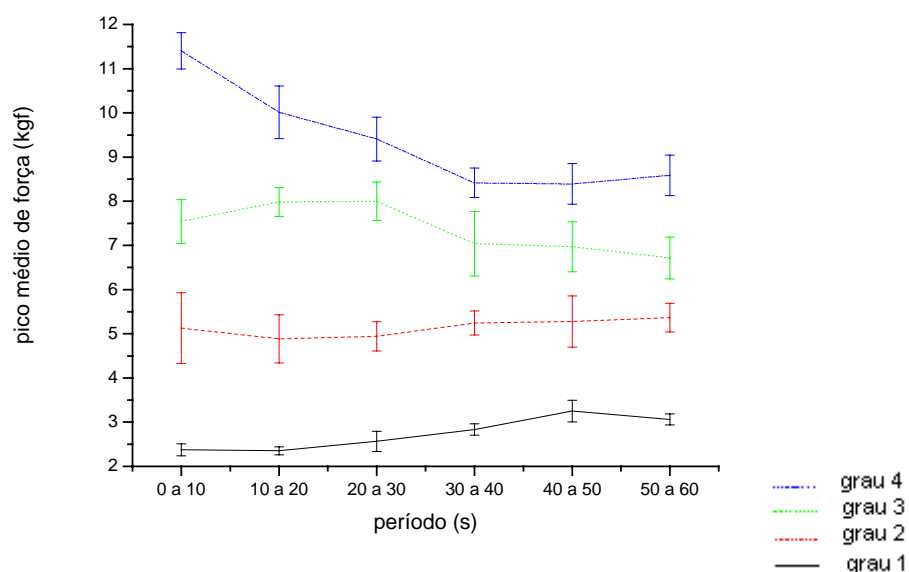


Figura 34 – Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 1.

Tabela 5 – Valores das médias dos picos máximos (em kgf) e desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão póster anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 2.

	0 a 10s	10 a 20s	20 a 30s	30 a 40s	40 a 50s	50 a 60s	ANOVA
<b>Grau 1</b>	0,256436 (0,037762)	0,375407 (0,036352)	0,484053 (0,045175)	0,539816 (0,01985)	0,571034 (0,026057)	0,570628 (0,020724)	p<0,05
<b>Grau 2</b>	0,798088 (0,043445)	0,820991 (0,043424)	0,858933 (0,035352)	0,873064 (0,040686)	0,86093 (0,05173)	0,811959 (0,026479)	p<0,05
<b>Grau 3</b>	0,626027 (0,070504)	0,695052 (0,071264)	0,796597 (0,120112)	0,846277 (0,063792)	0,76932 (0,048491)	0,731713 (0,061088)	p<0,05
<b>Grau 4</b>	0,689258 (0,075037)	0,758312 (0,090804)	0,662945 (0,051699)	0,656542 (0,03706)	0,649012 (0,037553)	0,637777 (0,044075)	p<0,05

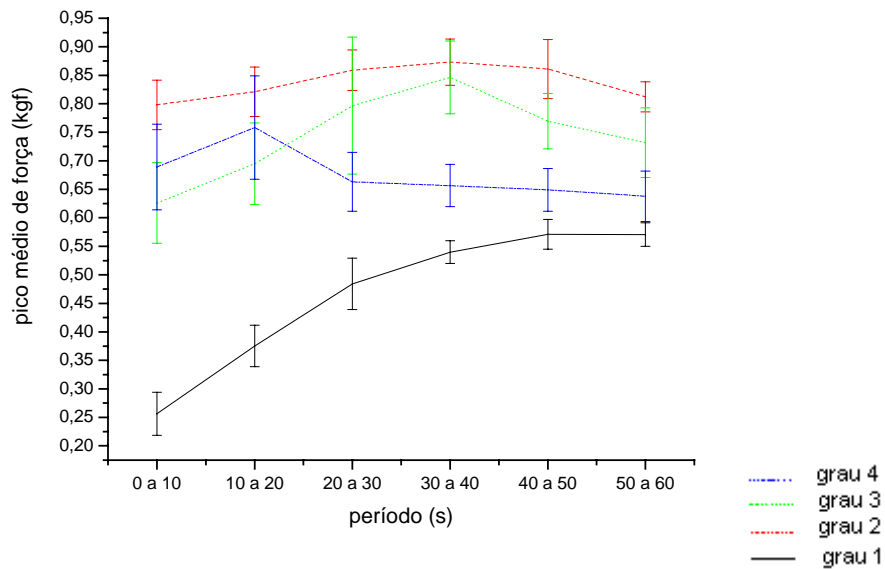


Figura 35 - Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 2.

Tabela 6 – Valores das médias dos picos máximos (em kgf) e desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão póster anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 3.

	0 a 10s	10 a 20s	20 a 30s	30 a 40s	40 a 50s	50 a 60s	ANOVA
<b>Grau 1</b>	0,454529 (0,037648)	0,519619 (0,060341)	0,431783 (0,044477)	0,523952 (0,046139)	0,500036 (0,033878)	0,492 (0,037819)	p<0,05
<b>Grau 2</b>	1,094381 (0,075753)	1,003857 (0,058406)	1,008364 (0,058289)	1,021545 (0,038747)	0,978591 (0,047966)	0,860136 (0,067601)	p<0,05
<b>Grau 3</b>	0,840145 (0,18042)	0,959344 (0,073516)	0,914124 (0,056395)	0,792614 (0,050672)	0,78215 (0,066351)	0,760844 (0,065464)	p<0,05
<b>Grau 4</b>	1,043562 (0,11374)	0,984559 (0,059622)	0,986453 (0,059132)	0,880638 (0,051732)	0,723586 (0,046795)	0,882867 (0,077227)	p<0,05

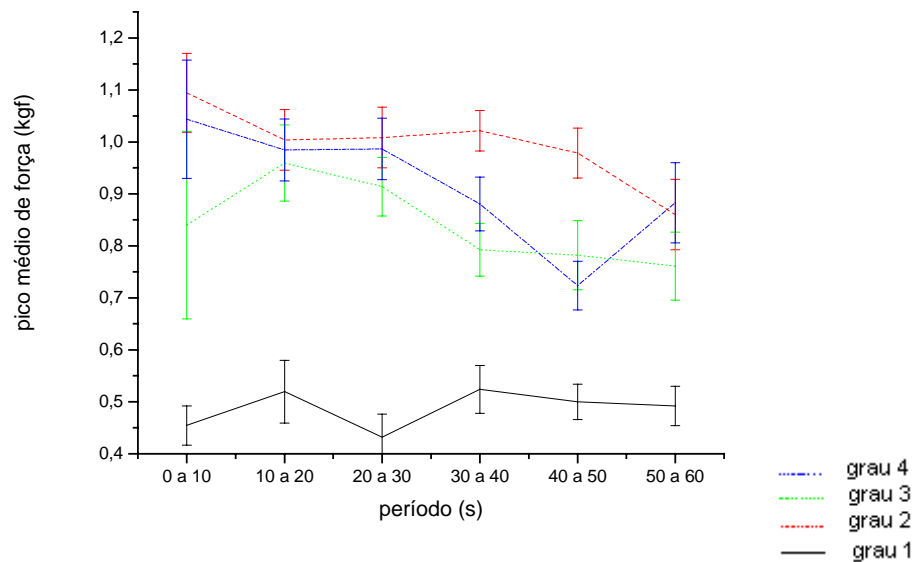


Figura 36 - Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 3.

Tabela 7 – Valores das médias dos picos máximos (em kgf) e desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão póster anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 4.

	0 a 10s	10 a 20s	20 a 30s	30 a 40s	40 a 50s	50 a 60s	ANOVA
<b>Grau 1</b>	4,203696 (0,075802)	4,218431 (0,066398)	4,232786 (0,065098)	4,162068 (0,103115)	4,063747 (0,069702)	4,006254 (0,093754)	p<0,05
<b>Grau 2</b>	2,543817 (0,127111)	2,507373 (0,135028)	2,824003 (0,314754)	3,352345 (0,145499)	3,006073 (0,173559)	3,102864 (0,07322)	p<0,05
<b>Grau 3</b>	3,4998 (0,663588)	3,935805 (0,239141)	3,572202 (0,235836)	3,606285 (0,247343)	3,419052 (0,16812)	3,977007 (0,242373)	p<0,05
<b>Grau 4</b>	6,474393 (0,373252)	6,277216 (0,256904)	5,571823 (0,22711)	5,174089 (0,196846)	5,67028 (0,409199)	5,513416 (0,354977)	p<0,05

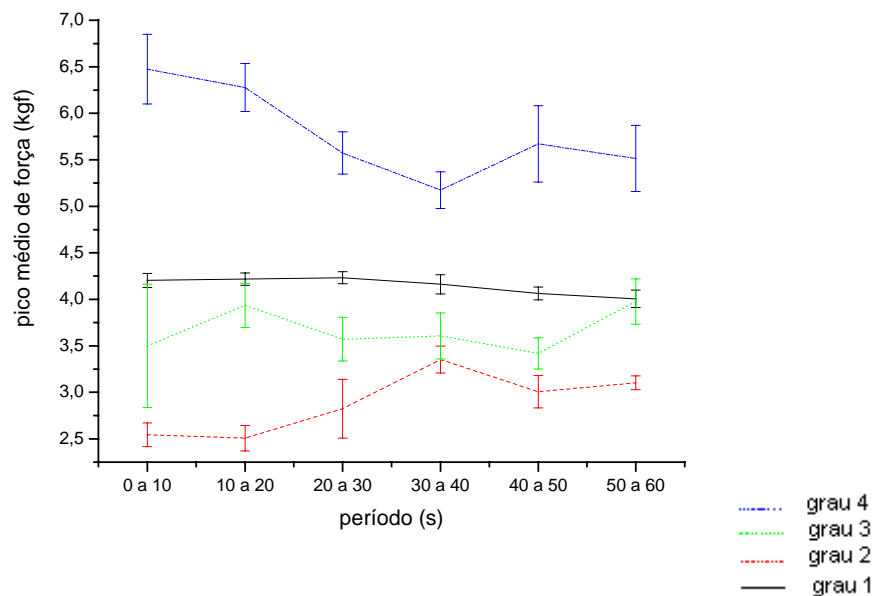


Figura 37 - Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 4.



Tabela 8 – Valores das médias dos picos máximos (em kgf) e desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão póster anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 5.

	0 a 10s	10 a 20s	20 a 30s	30 a 40s	40 a 50s	50 a 60s	ANOVA
<b>Grau 1</b>	2,000853 (0,097086)	1,749315 (0,113666)	1,531512 (0,085484)	1,598559 (0,136019)	1,483865 (0,102955)	1,615482 (0,107293)	p<0,05
<b>Grau 2</b>	7,074528 (1,487168)	8,918071 (0,271053)	8,172468 (0,429551)	7,966728 (0,580375)	7,203728 (0,427352)	6,756273 (0,335003)	p<0,05
<b>Grau 3</b>	8,395631 (0,709438)	8,676642 (0,605949)	10,44869 (0,471895)	8,896203 (0,432769)	8,588933 (0,378524)	8,294925 (0,754643)	p<0,05
<b>Grau 4</b>	10,97619 (0,346837)	8,618464 (1,051094)	7,165519 (0,621589)	10,08899 (0,785484)	9,54708 (0,695811)	9,089925 (0,498777)	p<0,05

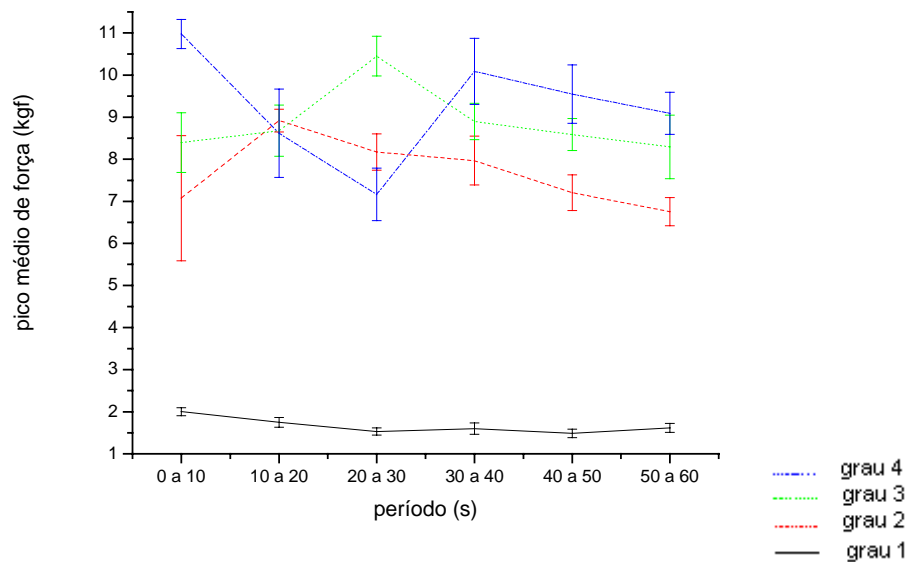


Figura 38 - Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 5.

Tabela 9 – Valores das médias dos picos máximos (em kgf) e desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão póster anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 6.

	0 a 10s	10 a 20s	20 a 30s	30 a 40s	40 a 50s	50 a 60s	ANOVA
<b>Grau 1</b>	1,360535 (0,106161)	1,102814 (0,035865)	1,162432 (0,050577)	1,154164 (0,048207)	1,377845 (0,088633)	1,478973 (0,04181)	p<0,05
<b>Grau 2</b>	2,805705 (0,289513)	3,163432 (0,06185)	3,3522 (0,087729)	3,230182 (0,075773)	3,613909 (0,109525)	3,725476 (0,112479)	p<0,05
<b>Grau 3</b>	11,413 (0,730146)	9,892647 (0,473502)	8,173048 (0,809689)	6,961148 (0,699115)	6,181227 (0,933508)	4,482309 (0,71352)	p<0,05
<b>Grau 4</b>	8,139192 (1,383595)	5,246276 (0,377956)	4,676233 (0,110978)	4,82441 (0,520228)	5,301361 (0,277445)	5,816019 (0,267801)	p<0,05

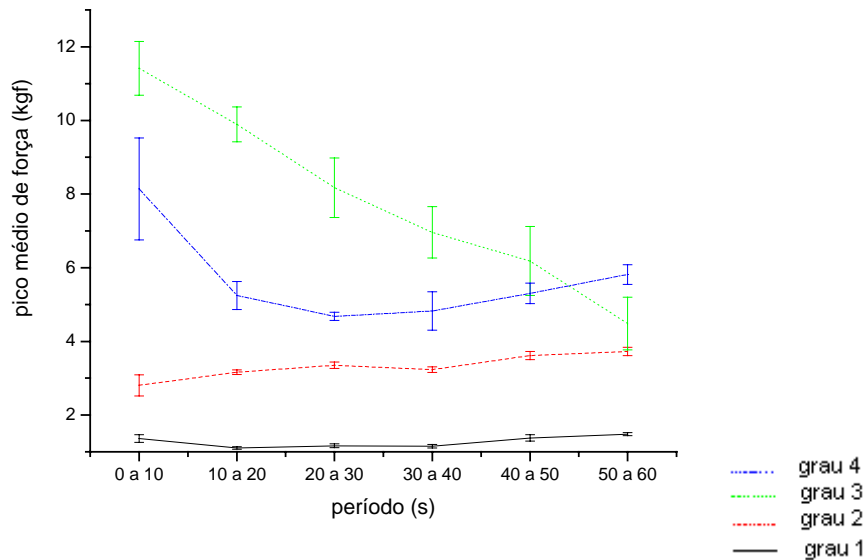


Figura 39 - Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 6.

Tabela 10 – Valores das médias dos picos máximos (em kgf) e desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão póster anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 7.

	0 a 10s	10 a 20s	20 a 30s	30 a 40s	40 a 50s	50 a 60s	ANOVA
<b>Grau 1</b>	5,424423 (0,174512)	4,645115 (0,26305)	4,693519 (0,239429)	4,746226 (0,130771)	4,703556 (0,131953)	5,029577 (0,183655)	p<0,05
<b>Grau 2</b>	5,87 (0,268941)	5,382208 (0,203635)	5,986625 (0,25728)	6,462875 (0,189447)	6,360167 (0,248906)	6,273333 (0,36829)	p<0,05
<b>Grau 3</b>	8,122173 (0,381211)	8,870043 (0,345111)	8,728391 (0,215473)	9,321826 (0,278524)	9,427348 (0,169347)	9,460208 (0,216038)	p<0,05
<b>Grau 4</b>	12,3707 (0,282427)	12,20291 (0,485494)	11,85352 (0,491342)	12,37622 (0,60503)	12,89923 (0,379435)	13,68883 (0,444875)	p<0,05

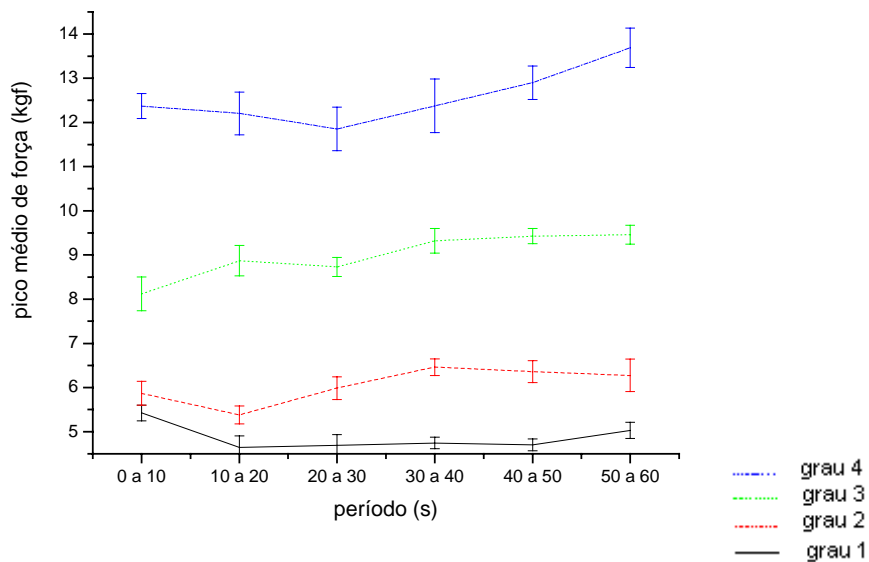


Figura 40 - Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 7.

Tabela 11 – Valores das médias dos picos máximos (em kgf) e desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão pósterio anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 8.

	0 a 10s	10 a 20s	20 a 30s	30 a 40s	40 a 50s	50 a 60s	ANOVA
<b>Grau 1</b>	0,911043 (0,034962)	0,72684 (0,037412)	0,735889 (0,036218)	0,83792 (0,029792)	0,826926 (0,018568)	0,882516 (0,036732)	p<0,05
<b>Grau 2</b>	1,246846 (0,027695)	1,295732 (0,063829)	1,357143 (0,037856)	1,324497 (0,047414)	1,389652 (0,037776)	1,3065 (0,051608)	p<0,05
<b>Grau 3</b>	2,59171 (0,157354)	2,578794 (0,268649)	2,240912 (0,165426)	1,757029 (0,169335)	1,4368 (0,075091)	1,281441 (0,095939)	p<0,05
<b>Grau 4</b>	2,24411 (0,156349)	1,985346 (0,067107)	1,88234 (0,056304)	1,720098 (0,072403)	1,608109 (0,07449)	1,518919 (0,073662)	p<0,05

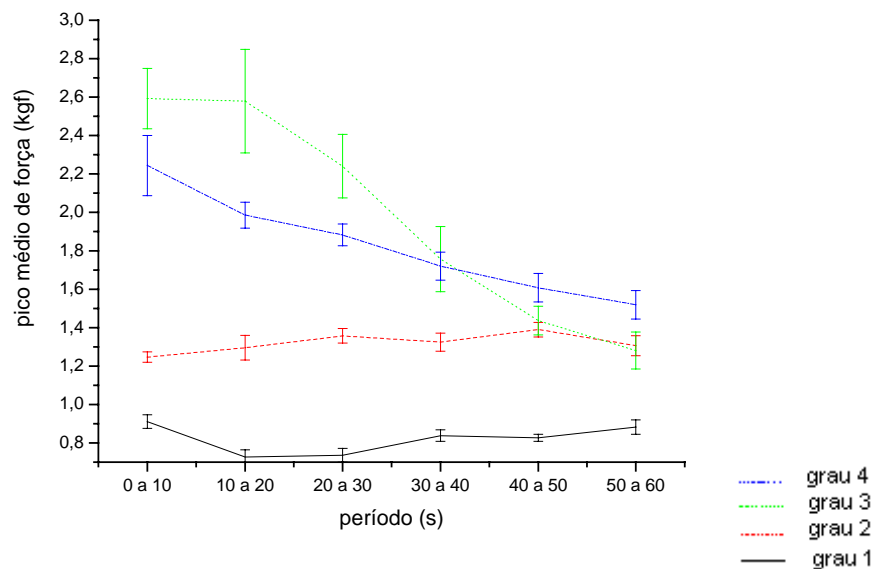


Figura 41 - Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 8.

Tabela 12 – Valores das médias dos picos máximos (em kgf) e desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão póster anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 9.

	0 a 10s	10 a 20s	20 a 30s	30 a 40s	40 a 50s	50 a 60s	ANOVA
<b>Grau 1</b>	3,231561 (0,277578)	2,368483 (0,210101)	2,115241 (0,171823)	1,830179 (0,135592)	2,145828 (0,155914)	2,004071 (0,144412)	p<0,05
<b>Grau 2</b>	4,710828 (0,368527)	3,75764 (0,517762)	3,095898 (0,293347)	2,900073 (0,278216)	2,72452 (0,142929)	2,746542 (0,241334)	p<0,05
<b>Grau 3</b>	12,49486 (0,809449)	12,00465 (0,575112)	12,69043 (0,674566)	13,56244 (1,193496)	14,60781 (0,636302)	13,83648 (0,547083)	p<0,05
<b>Grau 4</b>	5,688724 (0,449614)	5,261655 (0,181449)	4,461483 (0,302241)	4,674393 (0,254827)	4,215862 (0,241641)	4,000464 (0,309948)	p<0,05

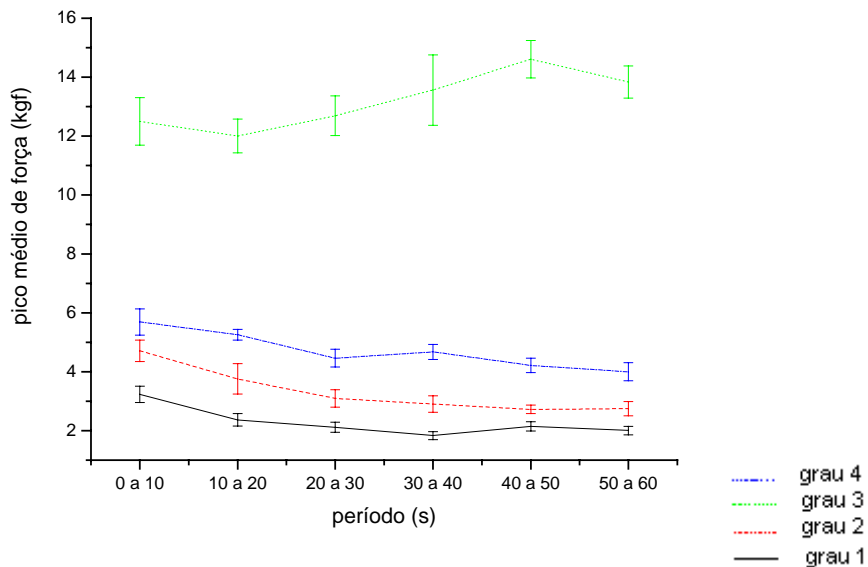


Figura 42 - Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 9.

Tabela 13 – Valores das médias dos picos máximos (em kgf) e desvios padrão dos diferentes períodos de aplicação da técnica de mobilização articular por pressão póster anterior central pelo voluntário fisioterapeuta 10.

	0 a 10s	10 a 20s	20 a 30s	30 a 40s	40 a 50s	50 a 60s	ANOVA
<b>Grau 1</b>	0,695344 (0,096385)	0,483006 (0,055405)	0,264698 (0,095747)	0,146 (0,040077)	0,180667 (0,032398)	0,226866 (0,036135)	p<0,05
<b>Grau 2</b>	0,886211 (0,134727)	0,580359 (0,093173)	0,382818 (0,057539)	0,435903 (0,0524)	0,430659 (0,050378)	0,271439 (0,060768)	p<0,05
<b>Grau 3</b>	2,576515 (0,343117)	1,9175 (0,327634)	1,67569 (0,281198)	1,652963 (0,13633)	1,825393 (0,279542)	1,617283 (0,109135)	p<0,05
<b>Grau 4</b>	1,642796 (0,135018)	1,410526 (0,30409)	1,05593 (0,106522)	0,79691 (0,156806)	0,655767 (0,116284)	0,689966 (0,097575)	p<0,05

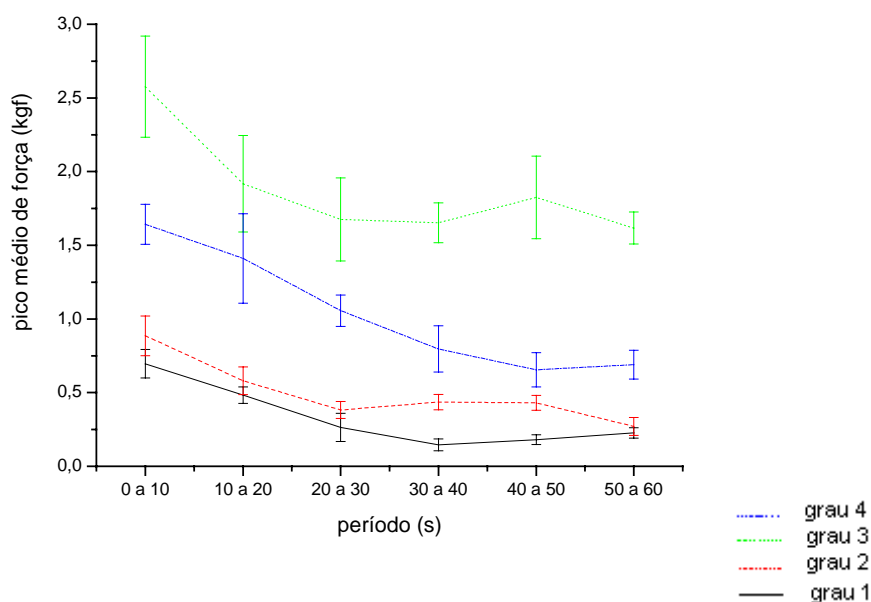


Figura 43 - Representação gráfica da variação da força durante o intervalo de aplicação da técnica realizada pelo fisioterapeuta 10.

Os valores das Tabelas 4 a 13 e os gráficos das Figuras 34 a 43 representam o comportamento da aplicação das cargas máximas durante a realização da técnica de pressão póster anterior central. Foi possível observar que os valores dos picos máximos durante o intervalo de coleta demonstram variabilidade em todos os graus de mobilização. Essa variabilidade nos picos de força indica que como as cargas não são aplicadas

de forma constante, a articulação fica sujeita a diferentes condições de carga durante a mesma aplicação.

## 5.5 CARGAS APLICADAS X CARGAS ESTIMADAS

A Tabela 14 mostra os valores das cargas estimadas e os respectivos valores médios de picos máximos para cada grau de mobilização.

Tabela 14 – Valores das cargas estimadas (em kgf) para cada grau de mobilização, médias dos picos máximos das cargas aplicadas (em kgf) para cada grau, e respectivo ICC para cada um dos fisioterapeutas.

<b>Fisioterapeuta</b>	<b>carga</b>	<b>grau 1</b>	<b>grau 2</b>	<b>grau 3</b>	<b>grau 4</b>	<b>ICC</b>
<b>1</b>	<b>estimada</b>	0,100	0,200	0,300	0,400	0,999193
	<b>realizada</b>	2,738	5,142	7,369	9,375	
<b>2</b>	<b>estimada</b>	0,010	0,020	0,030	0,035	0,512556
	<b>realizada</b>	0,466	0,838	0,743	0,675	
<b>3</b>	<b>estimada</b>	0,020	0,030	0,040	0,050	0,655486
	<b>realizada</b>	0,486	0,994	0,839	0,917	
<b>4</b>	<b>estimada</b>	1,000	1,100	1,150	1,170	0,329586
	<b>realizada</b>	4,144	2,892	3,664	5,804	
<b>5</b>	<b>estimada</b>	0,050	0,100	0,150	0,200	0,875079
	<b>realizada</b>	1,657	7,682	8,897	9,254	
<b>6</b>	<b>estimada</b>	0,200	0,250	0,350	0,500	0,690062
	<b>realizada</b>	1,274	3,317	7,811	5,651	
<b>7</b>	<b>estimada</b>	1,000	2,000	3,000	5,000	0,992607
	<b>realizada</b>	4,871	6,057	8,992	12,565	
<b>8</b>	<b>estimada</b>	0,500	0,650	0,750	0,850	0,923619
	<b>realizada</b>	0,820	1,322	1,968	1,822	
<b>9</b>	<b>estimada</b>	1,000	5,000	12,000	15,000	0,565263
	<b>realizada</b>	2,287	3,321	13,190	4,722	
<b>10</b>	<b>estimada</b>	0,020	0,040	0,050	0,070	0,578015
	<b>realizada</b>	0,345	0,494	1,872	1,069	

Por meio dessa Tabela observamos que apesar de alguns valores de ICC indicarem ótima correlação, os valores das cargas estimadas não condizem com os valores das cargas aplicadas na coluna. E em todos os casos observamos que os valores das cargas estimadas são valores menores que suas respectivas cargas aplicadas. Esse mesmo comportamento foi

observado em estudos anteriores (SIMMONDS; KUMAR; LEHELDT, 1995; BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 2003; BJÖRNSDÓTTIR, 1997).



## 6 COMENTÁRIOS E CONCLUSÕES

O equipamento desenvolvido permitiu a análise de muitos parâmetros envolvidos na aplicação da técnica de pressão pósterio anterior central na coluna lombar. A seleção dos picos máximos foi fundamental para o estudo da aplicação das forças durante a aplicação da técnica. Os resultados demonstraram, em diversos aspectos, variabilidade na aplicação das cargas por diferentes fisioterapeutas.

Por se tratar de uma técnica que envolve aplicações de cargas, medidas confiáveis devem ser obtidas para melhor efetividade na aplicação da técnica. Isso facilitará o desenvolvimento e aprimoramento de estratégias de ensino da técnica.

É ainda possível, com o equipamento, fazer um dispositivo de treinamento, de forma que o fisioterapeuta possa, através de um visor digital, controlar a aplicação da força. Assim, é garantido que as forças nos diferentes graus sejam progressivas e dosadas para cada grau.

Fisioterapeutas do sexo feminino aplicam menores cargas que fisioterapeutas do sexo masculino. Embora exista essa diferença, a técnica é eficiente. Porém, poderia ser ainda mais eficiente com um monitoramento da força que é aplicada durante o uso da técnica de pressão pósterio anterior central.

A idéia original de se tentar estabelecer um valor de carga padrão para cada grau de mobilização, no desenvolvimento do trabalho ficou constatado, através da experiência dos fisioterapeutas voluntários de que a intensidade da carga aplicada não é fundamental para a eficácia do método. Assim, para futuros trabalhos de pesquisa pode-se verificar a eficácia do método com a aplicação de carga corretamente crescente com o grau de aplicação.

## REFERÊNCIAS

ALLISON, G.T. et al. Influence of standardised mobilisation on the posteroanterior stiffness of the lumbar spine in asymptomatic subjects. **Physiotherapy Research International**, London, v. 6, n. 3, p. 145-156, 2001.

ANASTASI, S.C. Manual therapy: practitioners take matters into their own hands. **Biomechanics Back Pain Supplement**, may 1999. Disponível em: <[http://www.biomech.com/db\\_area/archives/1999/9905manual.bp9-11.bio.-.html](http://www.biomech.com/db_area/archives/1999/9905manual.bp9-11.bio.-.html)>. Acesso em: 9 jun. 2003.

BEATTIE, P. The use of an eclectic approach for the treatment of low back pain: a case study. **Physical Therapy**, New York, v. 72, n. 12, p. 923-928, dec. 1992.

BIENFAIT, M. **Os desequilíbrios estáticos: fisiologia patologia e tratamento fisioterápico**. Terceira edição. São Paulo: Summus, 1995. 150 p.

BIENFAIT, M. **As bases da fisiologia da terapia manual**. Segunda edição. São Paulo: Summus, 2000. 210 p.

BJÖRNSDÓTTIR, S.V. **Posteroanterior motion test of a lumbar vertebra. A study of accuracy of perception among physical therapists, at different educational and experience levels, before and after a training session**. 1997. 90 f. Thesis (Master of Science) - Faculty of Graduate Studies and Research, University of Alberta, Edmonton, 1997.

BJÖRNSDÓTTIR, S.V.; KUMAR, S. Posteroanterior spinal mobilization: state of art review and discussion. **Disability and Rehabilitation**, London, v. 19, n. 2, p. 39-49, feb. 1997.

BJÖRNSDÓTTIR, S.V.; KUMAR, S. Posteroanterior motion test of a lumbar vertebra: accuracy of perception. **Disability and Rehabilitation**, London, v. 25, n. 4-5, p. 170-178, feb./mar. 2003.

BOURDILLON, J.F. **Spinal manipulation**. Terceira edição. London: William Heinemann Medical Books Limited, 1982. 230 p.

CAILLIET, R. **Lombalgias: síndromes dolorosas**. Primeira edição. São Paulo: Manole, 1975. 151 p.

CAILLIET, R. **Tecidos moles dor e incapacidade**. Primeira edição. São Paulo: Manole, 1979. 354 p.

CALAIS-GERMAIN, B. **Anatomia para o movimento, volume 1: introdução a análise das técnicas corporais**. São Paulo: Manole, 1991. 302 p.

CALING, B.; LEE, M. Effect of direction of applied mobilization force on the posteroanteriorresponse in the lumbar spine. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, Lombard IL, v. 24, n. 2, p. 71-78, feb. 2001.

CHAITOW, L. **Técnicas neuromusculares modernas**. Primeira edição. São Paulo: Manole, 2001. 2000p.

CHERKIN, D.C. et al. Medication use for low back pain in primary care. **Spine**, Philadelphia, v. 23, n. 5, p. 607-614, mar. 1998.

CHIRADEJNANT, A.; LATIMER, J.; MAHER, C.G. Forces applied during manual therapy to patients with low back pain. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, Lombard IL, v. 25, n. 6, p. 362-369, july/ aug. 2002.

CHIRADEJNANT, A.; MAHER, C.G.; LATIMER, J. Development of an instrumented couch to measure forces during manual physiotherapy treatment. **Manual Therapy**, Edinburgh, v. 6, n. 4, p. 229-234, nov. 2001.

COLLOCA, C.J. et al. Comparison of dynamic posteroanterior spinal stiffness to plain film radiographic images of lumbar disk height. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, Lombard IL, v. 26, n. 4, p. 233-241, may 2003.

CORRIGAN, B.; MAITLAND, G.D. **Prática clínica: ortopedia & reumatologia. Diagnóstico e tratamento**. Primeira edição. São Paulo: Premier, 2000. 462 p.

CYRIAX, J. **Ortopedia clinica: tratamiento por manipulaciones, masajes e infiltraciones**. Oitava edição. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 1973. 395 p.

DALLY, J.W.; RILEY, W.F. **Experimental stress analysis**. Second edition. Kogakusha: Mc. Graw Hill, 1978.

EDMONDSTON, S.J. et al. Effect of position on the posteroanterior stiffness of the lumbar spine. **Manual Therapy**, Edinburgh, v. 3, n. 1, p. 21- 26, feb. 1998.

EDMONDSTON, S.J. et al. Comparison of ribcage and posteroanterior thoracic spine stiffness: an investigation of the normal response. **Manual Therapy**, Edinburgh, v. 4, n. 3, p. 157- 162, aug. 1999.

FARIA, U.C.; CARVALHO, A.A. Implementação de transdutores com extensômetros para monitorar forças exercidas pelos membros superiores e inferiores de pacientes. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 18, n. 3, p. 163-172, set./dez. 2002.

FOSTER, N.E. et al. Management of nonspecific low back pain by physiotherapists in Britain and Ireland: a descriptive questionnaire of current clinical practice. **Spine**, Philadelphia, v. 24, n. 13, p. 1332-1342, jul. 1999.

GALLEY, P.M.; FORSTER, A.L. **Human movement**: An introductory text for physiotherapy students. Primeira edição. New York: Churchill Livingstone, 1982. 212 p.

GARDNER, E.; GRAY, D.J.; O'RAHILLY, R. **Anatomia: estudo regional do corpo humano**. Quarta edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 815 p.

GOULD III, J.A. A Coluna. In:\_\_\_\_. **Fisioterapia na Ortopedia e na Medicina do Esporte**. Segunda edição. São Paulo: Manole, 1993. p 517-546.

GRACEY, J.H.; MCDONOUGH, S.M.; BAXTER, G.D. Physiotherapy management of low back pain: a survey of current practice in northern ireland. **Spine**, Philadelphia, v. 27, n. 4, p. 406-411, feb. 2002.

HARMS, M.C.; BADER, D.L. Variability of forces applied by experienced therapists during spinal mobilization. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 12, n. 6, p. 393-399, mar. 1997.

HARMS, M.C. et al. Instrumentation of a mobilization couch for dynamic load measurement. **Journal of Medical Engineering Technology**, London, v. 19, n. 4, p. 119-122, jul./aug. 1995.

JENKINS, P.S. **Examiner reliability of the load and shift test: a preliminary study**. 2002. 68 f. Thesis (Master of Arts)- the Faculty of the Department of Human Performance, San Jose State University, San Jose, 2002.

KAPANDJI, I.A. **Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana**. Editora Manole: São Paulo, v. 3, 1990. 255p.

KELLER, T.S.; COLLOCA, C.J. A rigid body model of the dynamic posteroanterior motion response of the human lumbar spine. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, Lombard IL, v. 25, n. 8, p. 485-496, oct. 2002.

KELLER, T.S.; COLLOCA, C.J.; BÉLIVEAU, J.G. Force-deformation response of the lumbar spine: a sagittal plane model of posteroanterior manipulation and mobilization. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 17, n. 3, p. 185-196, mar. 2002.

KISNER, C.; COLBY, L.A. **Exercícios terapêuticos: fundamentos e técnicas**. Terceira edição. São Paulo: Manole, 1998. 746 p.

KOURY, M.J.; SCARPELLI, E. A manual therapy approach to evaluation and treatment of a patient with a chronic lumbar nerve root irritation. **Physical Therapy**, New York, v. 74, n. 6, p. 37-49, jun. 1994.

LATIMER, J. et al. Evaluation of a new device for measuring responses to posteroanterior forces in a patient population, part 1: reliability testing. **Physical Therapy**, New York, v. 76, n. 2, p. 158-165, feb. 1996.

LEE, M.; MOSELEY, A.; REFSHAUGE, K. Effect of feedback on learning a vertebral joint mobilization skill. **Physical Therapy**, New York, v. 70, p. 97-104, 1991.

LEE, R.; EVANS, J. An in vivo study of the intervertebral movements produced by posteroanterior mobilization. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 12, n. 06, p. 400-408, sep. 1997.

LEE, R. Posteroanterior mobilisation of the lumbar spine. **Biomechanical Research**, Hong Kong, 8 de fev. 2005. Disponível em: <<http://www.rs.polyu.edu.hk/Rlee/Spine/Research/>>. Acesso em: 7 set. 2005.

LIVELY, M.W. Sports medicine approach to low back pain. **Southern Medical Journal**, Birmingham, v. 95, n. 6, p. 642-646, jun. 2002.

LI, C.L.; BOMBARDIER, C. Physical therapy management of low back pain: an exploratory survey of therapist approaches. **Physical Therapy**, New York, v. 81, n. 4, p. 1018-1027, apr. 2001.

MAHER, C.; ADAMS, R. Reliability of pain and stiffness assessments in clinical manual lumbar spine examination. **Physical Therapy**, New York, v. 74, n. 9, p. 801-811, sep. 1994.

MAHER, C.; ADAMS, R. Is the clinical concept of spinal stiffness multidimensional? **Physical Therapy**, New York, v. 75, n. 10, p. 854-864, oct. 1995.

MAITLAND, G.D. **Manipulação vertebral**. Quinta edição. São Paulo: Panamericana, 1989. 438 p.

MOFFAT, D.B.; MOTTRAM, R.F. **Anatomy and physiology for physiotherapists**. London, Blackwell Scientific Publications, 1979. 650 p.

PASZKIEWICZ, J.P. **The effects of mobilization on EMG readings of the lumbar musculature.** 1997. 71 f. Thesis (master of science) – Faculty of D'Youville College, School of Health and Human Services, Buffalo, 1997.

PETTY, N.J. et al. Manual examination of accessory movements- seeking R1. **Manual Therapy**, Edinburgh, v. 7, n. 1, p. 39-43, feb. 2002.

POOL, J.J. et al. The interexaminer reproducibility of physical examination of the cervical spine. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, Lombard IL, v. 27, n. 2, p. 84-90, feb. 2004.

POWERS, C.M. et al. Segmental mobility of the lumbar spine during a posterior to anterior mobilization: assessment using dynamic MRI. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 18, n. 1, p. 80-83, jan. 2003.

RIDDLE, D.L. Measurements of accessory motion: critical issues and related concepts. **Physical Therapy**, New York, v. 72, n. 12, p. 865-874, dec.1992.

SHIRLEY, D.; LEE, M.; ELLIS, E. The relationship between submaximal activity of the lumbar extensor muscles and lumbar posteroanteriorstiffness. **Physical Therapy**, New York, v. 79, n. 3, p. 278-285, mar. 1999.

SIMMONDS, M.J.; KUMAR, S.; LECHULT, E. Use of a spinal model to quantify the forces and motion that occur during therapist's tests of spinal motion. **Physical Therapy**, New York, v. 75, n. 3, p. 212-222, mar. 1995.

SOLINGER, A.B. Theory of small vertebral motions: an analytical model compared to data. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 15, n. 2, p. 87-94, feb. 2000.



TIM, L. Motion analysis: shoulder mechanics mobilize joint movements. **Biomechanics Rehab Supplement**, Lexington, nov. 2000. Disponível em: <[http://www.biomech.com/db\\_area/archives/2000/0011shoul.5-9.reh.bio-.html](http://www.biomech.com/db_area/archives/2000/0011shoul.5-9.reh.bio-.html)>. Acesso em: 9 jun. 2003

THRELKELD, A.J. The effects of manual therapy on connective tissue. **Physical Therapy**, New York, v. 72, p. 893-902, 1992.

TRIANO, J.J. et al. Developing skilled performance of lumbar spine manipulation. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, Lombard IL, v. 25, n. 6, p. 353-361, jul./ aug. 2002.

TRIANO, J.J. et al. Quantitative feedback versus standard training for cervical and thoracic manipulation. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, Lombard IL, v. 26, n. 3, p. 131-138, mar./ apr. 2003.

TWOMEY, L.; TAYLOR, J. Spine update: exercise and spinal manipulation in the treatment of low back pain. **Spine**, Philadelphia, v. 20, n. 5, p. 615-619, mar. 1995.

VAN DE VEEN, E.A. et al. Variance in manual treatment of nonspecific low back pain between orthomanual physicians, manual therapists, and chiropractors. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, Lombard IL, v. 28, n. 2, p. 108-116, feb. 2005.

## APÊNDICE A - Questionário de inclusão e termo de consentimento para fisioterapeutas.

### "Estudo da aplicação de força durante a técnica de mobilização pósterio anterior central na coluna lombar".

Sexo (M/F)-

Idade (anos)-

Altura (cm)-

Massa corporal (kg)-

Qualificação Acadêmica (formação)-

Experiência Clínica (anos)-

Frequência de uso de mobilização pósterio anterior (por dia/semana/mês)-

A mobilização articular é uma técnica que envolve a aplicação de cargas graduadas. Assim, um grau I de mobilização é um movimento de pequena amplitude realizado no início da amplitude; um grau II de mobilização é um movimento de grande amplitude realizado dentro da amplitude que é livre de resistência como rigidez ou espasmo muscular; um grau III de mobilização é um movimento de grande amplitude realizado aproximadamente a 50% da resistência, até a rigidez ou espasmo muscular; e um grau IV de mobilização é um movimento de pequena amplitude realizado a aproximadamente 50% da resistência, levada até a rigidez ou espasmo muscular (CHIRADEJNANT; LATIMER; MAHER, 2002; MAITLAND, 1989; SIMMONDS; KUMAR; LEHELDT, 1995). Porém uma variabilidade na aplicação dessas forças foi encontrada e a percepção do movimento continua sendo uma dificuldade na aplicação das técnicas (SIMMONDS; KUMAR; LEHELDT, 1995; BJÖRNSDÓTTIR, 1997; HARMS; BADER, 1997; CHIRADEJNANT; LATIMER; MAHER, 2002; BJÖRNSDÓTTIR; KUMAR, 2003). Este estudo, utilizando-se de um novo dispositivo se propõe a análise da aplicação das forças por diferentes fisioterapeutas. Para isso, a técnica de pressão pósterio anterior central deverá ser aplicada sobre o processo espinhoso da terceira vértebra lombar, seguido de uma estimativa de cada força aplicada pelo terapeuta.

Força estimada- grau I ( ) - grau II ( ) - grau III ( ) - grau IV ( )

O abaixo assinado, \_\_\_\_\_,  
 RG \_\_\_\_\_, declara que é de livre e espontânea vontade que está participando como fisioterapeuta examinador do projeto de pesquisa supra-citado, de responsabilidade dos: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão, como orientador científico, e Henrique Shimanuki Muta, como orientando e responsável pela realização da pesquisa. Estou ciente que meus dados pessoais permanecerão sob sigilo, sendo que somente os dados experimentais poderão ser utilizados para fins científicos.

Guaratinguetá, de 2005.

\_\_\_\_\_  
 Fisioterapeuta examinador

\_\_\_\_\_  
 Prof. Dr José Geraldo Trani Brandão

\_\_\_\_\_  
 Henrique Shimanuki Muta

## APÊNDICE B - Termo de consentimento para inclusão de voluntários pacientes.

### *Termo de consentimento*

#### **"Estudo da aplicação de força durante a técnica de mobilização pósterio anterior central na coluna lombar".**

O abaixo assinado \_\_\_\_\_ RG \_\_\_\_\_, declara que é de livre e espontânea vontade que está participando como voluntário do projeto de pesquisa supra-citado, de responsabilidade dos: Prof. Dr. José Geraldo Trani Brandão, como orientador científico, e Henrique Shimanuki Muta, como orientando e responsável pela realização da pesquisa.

O abaixo-assinado está ciente de que:

1. Este estudo terá como objetivo o desenvolvimento de um novo instrumental para analisar de forma quantitativa, o desempenho da técnica de mobilização por Pressão Pósterio Anterior Central na região lombar aplicada por diferentes terapeutas.
2. Durante a pesquisa, o voluntário será submetido à aplicação de mobilização por pressão pósterio anterior central pelos diferentes terapeutas.
3. Cada sessão de aplicação terá uma duração de aproximadamente 60 segundos.
4. O voluntário obterá todas as informações necessárias para decidir conscientemente sobre a participação da referida pesquisa.
5. Estará livre para interromper a participação no ensaio a qualquer momento, a não ser que esta interrupção seja contra-indicada por motivo médico.
6. A identidade do voluntário será mantida em sigilo. Os resultados obtidos durante esta pesquisa poderão ser usados para fins científicos.
7. Os responsáveis pela pesquisa manterão o voluntário informado em relação ao progresso da pesquisa.
8. Caso ocorra alguma intercorrência que infrinja o bem-estar do voluntário, durante o processo de pesquisa, este será encaminhado ao profissional que esteja apto a restabelecer seu quadro.
9. É condição indispensável que o voluntário goze de boa saúde e que não esteja sob tratamento medicamentoso.

Guaratinguetá, de \_\_\_\_\_ 2005.

\_\_\_\_\_  
Voluntário

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr José Geraldo Trani Brandão

\_\_\_\_\_  
Henrique Shimanuki Muta

## ANEXO A - Aprovação do Comitê de Ética da UNITAU.



**Universidade de Taubaté**  
Autarquia Municipal de Regime Especial  
Reconhecida pelo Dec. Fed. Nº 78.924/76  
Recredenciada pela portaria CEE/SP nº 30.003  
CNPJ 45.176.153/0001-22

**Reitoria**  
Rua 4 de Março, 432 - Centro - Taubaté-SP - 12020-270  
tel.: (12) 225.4100 fax: (12) 232.7600 www.unitau.br reitoria@unitau.br

**PRPPG - Pró-reitoria de Pesquisa e Pós-graduação**  
**Comitê de Ética em Pesquisa**  
Rua Visconde do Rio Branco, 216 - Centro - Taubaté-SP - 12020-040  
tel.: (12) 225.4217 225.4143 fax: (12) 232.2947 eticapes@unitau.br

## DECLARAÇÃO

**Protocolo CEP/UNITAU nº 393/04** (Esse número de registro deverá ser citado pelo pesquisador nas correspondências referentes a este projeto)

**Projeto de Pesquisa:** *Estudo da aplicação de força durante a técnica de mobilização póstero anterior central na coluna lombar*

**Pesquisador(a) Responsável:** Henrique Shimanuki Muta

**Apresentar relatório final ao término da pesquisa:** 30/04/2006

O Comitê de Ética em Pesquisa, em reunião de **08/10/04** e no uso das competências definidas na Resolução CNS/MS 196/96, considerou o Projeto acima **aprovado**.

Taubaté, 13 de outubro de 2004

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